



Inês Duarte Lourenço dos Santos

Licenciatura em Engenharia Biomédica

Aferição do SpastiMed em Contexto Clínico

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Pedro Vieira, Professor Auxiliar, DF – FCT/UNL

Co-orientadora: Cláudia Quaresma, Professora Auxiliar Convidada,
CEFITEC – FCT/UNL

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca

Arguente: Prof. Doutor José Luís Constantino Ferreira

Vogal: Prof^a. Doutora Cláudia Regina Pereira Quaresma



**FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA**

Julho de 2014

Inês Duarte Lourenço dos Santos

Licenciatura em Engenharia Biomédica

Aferição do SpastiMed em Contexto Clínico

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Pedro Vieira, Professor Auxiliar, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Co-orientadora: Cláudia Quaresma, Professora Auxiliar Convidada, Centro de Física e Investigação Tecnológica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Constituição do júri

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca, Professor Associado, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Arguente: Prof. Doutor José Luís Constantino Ferreira, Professor Auxiliar, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Vogal: Prof.^a Doutora Cláudia Regina Pereira Quaresma, Professora Auxiliar Convidada, Centro de Física e Investigação Tecnológica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Julho de 2014

Aferição do SpastiMed em Contexto Clínico

Copyright © 2014. Todos os direitos reservados. Inês Duarte Lourenço dos Santos, Faculdade de Ciências e Tecnologia e Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Agradecimentos

Começo por agradecer ao orientador de tese, Professor Pedro Vieira e co-orientadora, Professora Cláudia Quaresma, pela oportunidade que me deram em continuar este projecto ambicioso que, com o seu tempo, acredito que levará a bom porto e que possa ser uma aposta para a melhoria do diagnóstico de uma patologia que afecta o dia-a-dia de todos os indivíduos que a possuem. Por todo o apoio prestado ao longo deste trabalho, paciência, disponibilidade, conhecimento e voto de confiança em mim para o projecto um muito obrigada.

Em segundo lugar, não menos importante, quero agradecer aos funcionários e pacientes do Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão pela ajuda, disponibilidade e curiosidade. Em particular à Eng.^a Mariana Matos por ser a minha "ponte" entre o contexto académico e o contexto clínico.

A nível pessoal, como não poderia deixar de ser, agradeço o apoio da minha família, por toda a força, carinho, ânimo e sabedoria que me deram. Em particular agradeço aos meus pais, Fátima e António, com a esperança que acima de tudo vos possa deixar orgulhosos.

À Filipa pela amizade, confidências e paciência nos bons e maus momentos.

Aos meus amigos montijenses Miguel, Raquel e Andreia pela longa amizade que temos e que estará sempre no meu coração.

Aos meus colegas de faculdade Ricardo, Sara, Ana Catarina, Diana, Rémi, Queirós, Mateus e Zé por todo o companheirismo, amizade, momentos e risos partilhados ao longo destes anos. Um agradecimento em especial às minhas "ragazze della via Salieiri" Carol e Joana, não só pelo companheirismo e amizade, mas também pela nossa aventura de Erasmus que será sempre recordada com nostalgia e alegria pela união que esta gerou.

Um agradecimento também à equipa de futsal feminino da faculdade, bem como aos treinadores e às minhas companheiras de várias equipas a nível federado em que estive ao longo destes anos pelos valores de partilha, união, trabalho em equipa e liderança que foram cruciais, não só na construção de carácter, como também uma mais-valia ao longo do meu percurso académico.

A espasticidade é uma alteração motora provocada por uma lesão do Sistema Nervoso Central. Esta alteração evidencia-se quando há um movimento passivo do membro afectado e há uma resistência associada, a contrariar o movimento. Esta resistência deve-se à hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento tónico e é tanto maior, quanto maior a velocidade do movimento.

Uma vez que tem um grande impacto na qualidade de vida do indivíduo, nomeadamente na sua independência, é imperativo um melhor diagnóstico para maior entendimento desta condição e melhor possibilidade de reabilitação do indivíduo. Para tal é necessário maior objectividade e robustez na quantificação da espasticidade.

Actualmente não há consenso quanto à metodologia de avaliação, havendo várias abordagens, destacando-se os métodos clínicos, neurofisiológicos e biomecânicos.

Destas abordagens, a mais comum é a utilização de métodos clínicos que se fundamentam na capacidade subjectiva do clínico sentir a resistência ao estiramento passivo do membro afectado. Os métodos neurofisiológicos são de difícil execução, uma vez que se baseiam em dados de electromiografia, não sendo exequível em contexto clínico, com a rapidez necessária. Nos métodos biomecânicos existentes ainda subsiste grande dificuldade em criar instrumentação adequada para aplicação clínica e os resultados obtidos revelam grande dependência humana do executante que efectua o diagnóstico.

O protótipo desenvolvido, *SpastiMed*, tenta quantificar esta disfunção, rectificando esta subjectividade, para um maior rigor e objectividade no seu diagnóstico. Trata-se de um dispositivo motorizado e controlado electronicamente.

O objectivo deste projecto é comprovar a fiabilidade do protótipo na detecção e quantificação da espasticidade biomecanicamente. Para tal, foi necessário efectuar alguns melhoramentos na configuração electromecânica, redesenhou-se a interface para ser aplicado em contexto clínico e adquiriu-se dados em indivíduos que não apresentam diagnóstico de espasticidade. Também foram recolhidos alguns dados de indivíduos com esta disfunção, para posterior criação de algoritmos automáticos de avaliação.

Agregando estes factores a um instrumento de reduzidas dimensões e fácil aplicação no indivíduo, simplifica-se a sua utilização em ambiente clínico, reduzindo também a dependência humana para avaliação da espasticidade.

Palavras-chave: Engenharia Biomédica, Dispositivo, Instrumentação, Espasticidade, Quantificação da Espasticidade, Análise de Movimento.

Spasticity is a motor disorder caused by damage of the central nervous system. This change is evident when there is a passive movement of the affected limb and there is an associated resistance, which counters the movement. This resistance is due to hyperexcitability of the stretch reflex tonic and it is larger as the speed of movement increases.

Since it has a great impact on a person's quality of life, including their independence, it is imperative to have a better diagnosis and a better understanding of this condition for a better chance of rehabilitation. Therefore, it is mandatory to increase both objectivity and robustness in the quantification of the spasticity.

Currently there is no consensus on the best methodology to assess spasticity. There are several approaches, such as clinical, neurophysiological and biomechanical methods.

The most used approach are the clinical methods, which are based on the subjective clinician's ability to feel the resistance to passive stretch of the affected limb. Neurophysiological methods are difficult to implement, since they are based on data from electromyography, not being feasible for use in the clinical setting since it is a slow process. About biomechanical methods, currently there are some problems in the creation of adequate instrumentation for clinical application and the results show a large dependence on the human performer that makes the diagnosis.

The prototype, *SpastiMed*, tries to improve the quantification of this dysfunction, rectifying this subjectivity, for greater accuracy and objectivity in diagnosis. This is a motorized and electronically controlled device.

The aim of this project is to test the reliability of the prototype for the detection and quantification of spasticity. For this reason, it is necessary to make some improvements in electromechanical configuration, redesign the interface to be able to be applied in clinical practice and to acquire data in individuals with and without diagnosis of spasticity for further creation of automated assessment algorithms.

Adding these factors to an instrument of small size and easy application simplifies its use in a clinical setting, also reducing human dependence for evaluation of spasticity.

Keywords: Biomedical Engineering, Device, Instrumentation, Spasticity, Quantification of Spasticity, Movement Analysis.

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	ix
Índice	xi
Lista de figuras	xiii
Lista de tabelas	xxiv
Siglas e acrónimos	xxvi
1. Introdução	1
2. Revisão da Literatura	3
2.1. Espasticidade - Fisiopatologia	3
2.1.1. Definição	3
2.1.2. Hipertonia e Reflexos Associados	3
2.1.3. O Fenómeno <i>Catch</i>	4
2.1.4. Membros Afectados	4
2.1.5. Patologias associadas a Espasticidade	4
2.2. Epidemiologia e Impacto	5
2.3. Metodologias para Avaliação da Espasticidade	6
2.3.1. Metodologia Clínica	6
2.3.1.1 Metodologia clínica baseada na <i>Ashworth Scale</i>	6
2.3.1.2 Metodologia clínica baseada na <i>Tardieu Scale</i>	10
2.3.2. Metodologia Neurofisiológica	14
2.3.3. Metodologia Biomecânica	14
2.4. Metodologia Integrada	15
2.5. Reabilitação	20
3. Caracterização do <i>SpastiMed</i>	23
3.1. Estrutura Mecânica	24
3.2. Electrónica	25
3.2.1. Sensor de Corrente	25
3.2.2. Sensor da Posição Angular	25
3.2.3. Mecanismos de Segurança	25

3.2.4.	Circuitos de Controlo Motor	26
3.3.	Microcontrolador	26
3.4.	Desenvolvimentos no <i>SpastiMed</i>	27
3.4.1.	Estrutura Mecânica.....	27
3.4.2.	Electrónica	28
3.4.3.	Interface Gráfica LabVIEW®	29
4.	Recolha e Processamento de Dados	32
4.1.	Protocolo de Aquisição de Dados	32
4.1.1.	Pré-Aquisição	32
4.1.2.	Definição do ROM	34
4.1.3.	Aquisição de Dados.....	34
4.2.	Algoritmo de Análise de Dados.....	35
5.	Apresentação e Discussão de Resultados	41
5.1.	Sinal Total da Corrente Consumida.....	43
5.2.	Sinal de Corrente Consumida nos Movimentos a 90°/s	44
5.3.	Regressão Polinomial de 2º Grau na Extensão a 90°/s	47
5.4.	Segmentação	50
6.	Conclusões e Perspectivas Futuras	56
	Bibliografia	59
	Apêndice A – Ficheiro do Algoritmo Desenvolvido em MATLAB®	62
	Apêndice B – Representações Gráficas do Sinal de Corrente Consumida	67
	Apêndice C – Representações Gráficas do Sinal de Corrente Consumida nos Movimentos a 90°/s	80
	Apêndice D – Regressões Polinomiais de 2º Grau na Extensão a 90°/s	92
	Apêndice E – Segmentação e Cálculo Integral dos Dados em 8 Partes	94

- Figura 2.1 – Posição inicial para a avaliação e direcção do movimento passivo (seta branca) para os músculos isquiotibiais, medindo a actividade muscular com EMG e medindo o torque usando sensores de força. Adaptado de [13]. 15
- Figura 2.2 – A – Limiares do reflexo de estiramento dinâmico (asteriscos) a diferentes velocidades de estiramento passivo num indivíduo que sofreu AVC e num indivíduo saudável. A regressão linear é utilizada para estimar o reflexo de estiramento tónico a 0°/s (λ_+). O alcance biomecânico da articulação varia entre θ_- (ângulo máximo de flexão) e θ_+ (ângulo máximo de extensão). B – Diagrama do membro superior mostrando o *Montreal Spasticity Measure*. Os círculos a branco são os eléctrodos de EMG. Os flexores do cotovelo são estirados por um examinador (seta a preto) a diferentes velocidades para determinar os reflexos de estiramento dinâmicos. Adaptado de [28]. 16
- Figura 2.3 – Preparação para a avaliação da espasticidade no membro inferior. Os dois sensores inerciais estão nos segmentos proximal e distal. Adaptado de [17]. 17
- Figura 2.4 – Ergómetro científico, desenvolvido pela Fachhochschule für Technik und Architektur, Freiburg, foi usado para fazer medições quantitativas durante o movimento. Adaptado de [37]. 17
- Figura 2.5 – O instrumento portátil de medição do tônus muscular. A actividade muscular é registada por EMG. A resistência, a velocidade angular e o EMG são registados do conversor analógico-digital (ADC) com um limite de alcance entre os 60° e os 120°. Adaptado de [31]. 18
- Figura 2.6 – Postura e instrumentação para quantificação (com suporte de pulso). Adaptado de [39]. 19
- Figura 2.7 – Diagrama de blocos do sistema para avaliação quantitativa do tônus muscular. Os sinais analógicos do EMG, transdutor de torque, tacómetro e transdutor de posição são convertidos para sinais digitais (ADC) e os dados para controlo do motor são convertidos de digital (provenientes do computador) para analógico (DAC). Adaptado de [40]. 19
- Figura 2.8 – Esquema do aparelho utilizado para medir a resistência ao movimento passivo do cotovelo. Adaptado de [14, 35]. 20
- Figura 2.9 – Actuação da medicação via oral de baclofeno (1), dantroleno (2) e tizanidina (3). O baclofeno inibe a actividade dos receptores pré e pós sinápticos GABA_B, o dantroleno inibe a contracção muscular, diminuindo a libertação de

cálcio e a tizanidina actua nos receptores antagonistas dos músculos. Adaptado de [22].	21
Figura 2.10 – Esquemático da pré e pós cirurgia de uma rizotomia dorsal selectiva. As fibras aferentes são reduzidas cirurgicamente. Adaptado de [42].	22
Figura 3.1 – Representação do <i>SpastiMed</i> .	23
Figura 3.2 – Representação em diagrama de blocos do <i>SpastiMed</i> . Adaptado de [18].	24
Figura 3.3 – Pormenor do <i>SpastiMed</i> em que se pode observar o braço mecânico.	24
Figura 3.4 – Identificação dos fios para correcta substituição pelo cabo coaxial. A – ligação dos fios do regulador de corrente que estaria presente a meio do fio que liga o braço mecânico à caixa. B – Verificação da ligação ao motor DC do aparelho. C – Substituição das ligações por um cabo axial na caixa.	28
Figura 3.5 – Identificação dos problemas com os conectores. A – Ligações quebradas identificadas na electrónica presente no interior da caixa. B – Ligações quebradas no potenciómetro responsável pela posição angular.	29
Figura 3.6 – Separador da interface gráfica “Instruções de Utilização”. Neste separador faz-se um resumo do funcionamento do <i>SpastiMed</i> e como deve ser manipulado.	30
Figura 3.7 – Separador da interface gráfica “Aquisição”. A – Dados do Indivíduo. B – Resultados da definição do <i>Range of Motion</i> (ROM). C – Ajuste do Braço Mecânico. D – Gravação dos Dados. E – Gráfico da Posição Angular. F – Gráfico da Corrente consumida.	31
Figura 3.8 – Separador da interface gráfica “Configuração”. Este separador destina-se apenas ao programador da interface. A – Controladores que anteriormente estariam na interface gráfica e poderiam ser manuseados por qualquer utilizador (número de ciclos de botão START/STOP da aquisição).	31
Figura 4.1 – Fases do protocolo de aquisição de dados do <i>SpastiMed</i> .	32
Figura 4.2 – A – Vista frontal do suporte disponibilizado pelo Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão. B – Vista lateral do suporte disponibilizado pelo Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão.	33
Figura 4.3 – Colocação do <i>SpastiMed</i> no braço a ser analisado.	33
Figura 4.4 – Exemplo de um ficheiro de texto onde se encontram guardados os dados de aquisição.	35
Figura 4.5 – Exemplo da aplicação da função <i>medfilt1</i> à variável <i>corrente</i> .	37
Figura 4.6 – Detecção do pico inicial (vermelho) e final (verde) do movimento de extensão a 90°/s.	37

Figura 4.7 – Selecção dos dados a analisar entre o pico inicial e final do movimento de extensão a 90°/s.	38
Figura 4.8 – Representação gráfica dos dados da extensão entre o pico inicial e final (azul) e a regressão polinomial de 2º grau (verde).	38
Figura 4.9 – Representação gráfica da segmentação dos dados em 4 partes distintas. De salientar que esta segmentação ainda é a dos dados e da regressão polinomial, não da variável <i>subtraccaomod</i>	39
Figura 4.10 – Representação gráfica da variável <i>subtraccaomod</i> na 4ª segmentação, em que esta variável foi dividida apenas em 4 partes. A – segmentação num indivíduo sem espasticidade. B – segmentação num indivíduo com espasticidade.	39
Figura 4.11 – Etapas da elaboração do algoritmo para análise automática dos dados.	40
Figura 5.1 – Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito sem patologia associada A em função do número de aquisições. A – Extensão a 45°/s. B – Flexão a 45°/s. C – Extensão a 60°/s. D – Flexão a 60°/s. E – Extensão a 90°/s. F – Flexão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	43
Figura 5.2 – Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito com espasticidade 1 (3) em função do número de aquisições. A – Extensão a 45°/s. B – Flexão a 45°/s. C – Extensão a 60°/s. D – Flexão a 60°/s. E – Extensão a 90°/s. F – Flexão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	43
Figura 5.3 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) no indivíduo sem patologia A. A – Flexão a 90°/s. B – Extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. De notar que o que está representado é o número de aquisições que este movimento tem, não o seu número real durante toda a aquisição.	44
Figura 5.4 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do sujeito com espasticidade 3 (1). A – Flexão a 90°/s. B – Extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. De notar que o que está representado é o número de aquisições que este movimento tem, não o seu número real durante toda a aquisição.	45
Figura 5.5 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no sujeito com espasticidade 9 (2). A – Flexão a 90°/s. B – Extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. De notar que o que está representado é o número de aquisições que este movimento tem, não o seu número real durante toda a aquisição.	45
Figura 5.6 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no sujeito com espasticidade 7 (3). A – Flexão a 90°/s. B – Extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. De notar	

que o que está representado é o número de aquisições que este movimento tem, não o seu número real durante toda a aquisição.	46
Figura 5.7 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no sujeito com espasticidade 8 (2). A – Flexão a 90°/s. B – Extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. De notar que o que está representado é o número de aquisições que este movimento tem, não o seu número real durante toda a aquisição.	46
Figura 5.8 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) no movimento de extensão a 90°/s adquirido na aquisição do sujeito sem patologia A (a azul) e do polinómio de 2º grau obtido (a verde). Ambos os dados estão normalizados.	47
Figura 5.9 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no movimento de extensão a 90°/s adquirido na aquisição do sujeito 9 (3) (a azul) e do polinómio de 2º grau obtido (a verde). Ambos os dados estão normalizados.	48
Figura 5.10 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no movimento de extensão a 90°/s adquirido na aquisição do sujeito 10 (2) (a azul) e do polinómio de 2º grau obtido (a verde). Ambos os dados estão normalizados.	48
Figura 5.11 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no movimento de extensão a 90°/s adquirido na aquisição do sujeito 9 (3) (a azul) e do polinómio de 2º grau (a verde) obtido manualmente. Ambos os dados estão normalizados.	49
Figura 5.12 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 1ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.	50
Figura 5.13 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 2ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.	51
Figura 5.14 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 3ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.	51
Figura 5.15 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 4ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.	52
Figura 5.16 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 5ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a	

primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.	52
Figura 5.17 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 6ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.	53
Figura 5.18 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 7ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.	53
Figura 5.19 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 8ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.	54
Figura 5.21 – Representação gráfica dos integrais das segmentações dividido pelo seu integral total.	54
Figura 6.1 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito A em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	67
Figura 6.2 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito B em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	67
Figura 6.3 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito C em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	68
Figura 6.4 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 1 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	68
Figura 6.5 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 1 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	68
Figura 6.6 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 1 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	69
Figura 6.7 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 2 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	69

Figura 6.8 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 2 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	69
Figura 6.9 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 2 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	70
Figura 6.10 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 3 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	70
Figura 6.11 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 3 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	70
Figura 6.12 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 3 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	71
Figura 6.13 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 4 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	71
Figura 6.14 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 4 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	71
Figura 6.15 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 4 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	72
Figura 6.16 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 5 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	72
Figura 6.17 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 5 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	72
Figura 6.18 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 6 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	73
Figura 6.19 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 6 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	73

Figura 6.20 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 7 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	73
Figura 6.21 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 7 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	74
Figura 6.22 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 7 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	74
Figura 6.23 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 8 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	74
Figura 6.24 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 8 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	75
Figura 6.25 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 8 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	75
Figura 6.26 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 9 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	75
Figura 6.27 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 9 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	76
Figura 6.28 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 9 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	76
Figura 6.29 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 10 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	76
Figura 6.30 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 10 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	77
Figura 6.31 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 11 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	77

Figura 6.32 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 11 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	77
Figura 6.33 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 11 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	78
Figura 6.34 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 12 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	78
Figura 6.35 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 12 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	78
Figura 6.36 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 12 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	79
Figura 6.37 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo sem patologia A. A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	80
Figura 6.38 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo sem patologia B. A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	80
Figura 6.39 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo sem patologia C. A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	80
Figura 6.40 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 1 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	81
Figura 6.41 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 1 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	81
Figura 6.42 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 1 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	81
Figura 6.43 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 2 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	82

Figura 6.44 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 2 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	82
Figura 6.45 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 2 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	82
Figura 6.46 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 3 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	83
Figura 6.47 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 3 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	83
Figura 6.48 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 3 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	83
Figura 6.49 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 4 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	84
Figura 6.50 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 4 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	84
Figura 6.51 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 4 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	84
Figura 6.52 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 5 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	85
Figura 6.53 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 5 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	85
Figura 6.54 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 6 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	85
Figura 6.55 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 6 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.	86

- Figura 6.56 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 7 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 86
- Figura 6.57 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 7 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 86
- Figura 6.58 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 7 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 87
- Figura 6.59 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 8 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 87
- Figura 6.60 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 8 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 87
- Figura 6.61 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 8 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 88
- Figura 6.62 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 9 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 88
- Figura 6.63 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 9 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 88
- Figura 6.64 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 9 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 89
- Figura 6.65 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 10 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 89
- Figura 6.66 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 10 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 89
- Figura 6.67 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 11 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. 90

- Figura 6.68 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 11 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100..... 90
- Figura 6.69 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 11 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100..... 90
- Figura 6.70 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 12 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100..... 91
- Figura 6.71 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 12 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100..... 91
- Figura 6.72 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 12 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100..... 91

Lista de tabelas

Tabela 2.1 – Escala de AS original [12].	7
Tabela 2.2 – Escala de MAS-B [12].	8
Tabela 2.3 – Escala de MAS-P [12].	8
Tabela 2.4 – Escala de NYU [12].	9
Tabela 2.5 – MMAS [32].	9
Tabela 2.6 – TS [12].	12
Tabela 2.7 – MTS [32].	13
Tabela 5.1 – Tabela-resumo dos indivíduos que participaram na aquisição e respectivo nível de espasticidade em pontuação da AS.	42
Tabela 6.1 – Parâmetros das regressões polinomiais de 2º grau obtidos e respectivo R^2 . A equação de cada polinómio tem a forma de $y = ax^2 + bx + c$	92
Tabela 6.2 – Integral do quadrado da subtracção do módulo dos dados com respectiva regressão polinomial de 2º grau.	94
Tabela 6.3 – Quocientes entre os integrais para verificação de um padrão de quantificação da espasticidade.	95

AS	<i>Ashworth Scale</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
EM	Esclerose Múltipla
EMG	Electromiografia
MAS	<i>Modified Ashworth Scale</i>
MAS-B	<i>Modified Ashworth Scale-Bohannon</i>
MAS-P	<i>Modified Ashworth Scale-Peacock</i>
ME	Medula Espinhal
MMAS	<i>Modified Modified Ashworth Scale</i>
MTS	<i>Modified Tardieu Scale</i>
NYU	<i>New York University Tone Scale</i>
PC	Paralisia Cerebral
ROM	<i>Range Of Motion</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
TS	<i>Tardieu Scale</i>

1. Introdução

A espasticidade consiste numa alteração motora derivada de uma lesão no Sistema Nervoso Central (SNC) [1-4]. Esta disfunção é caracterizada por um aumento do tônus muscular que é dependente da velocidade com que o membro afectado é mobilizado passivamente [1-4]. Por conseguinte, a espasticidade pode ser definida como uma resistência involuntária ao movimento passivo do membro afectado [5-9].

Uma vez que ocorre uma contracção muscular involuntária do membro afectado, a espasticidade afecta gravemente a qualidade de vida, bem como a independência do indivíduo [10]. Devido a este impacto, é fundamental haver um melhor conhecimento e diagnóstico desta disfunção, para uma reabilitação adequada do indivíduo [11].

Existem diversas metodologias de avaliação da espasticidade, destacando-se as direccionadas para um contexto clínico, as neurofisiológicas e as baseadas em parâmetros biomecânicos envolvidos nesta disfunção motora [1, 5, 12-16]. Porém, ainda não existe um consenso quanto aos critérios a aplicar quando se pretende avaliar a espasticidade [1, 13, 14].

A metodologia clínica é a predominante na avaliação desta disfunção, pois é de todas a mais exequível em contexto clínico [12, 13, 17]. No entanto, a sua fiabilidade é bastante reduzida e é muito subjectiva e dependente do indivíduo que faz a avaliação [13]. Para além de haver diversas metodologias clínicas, estas não têm protocolos de aquisição estabelecidos, havendo uma grande ambiguidade e pouca correlação nos testes à avaliação da espasticidade [1].

No que diz respeito à metodologia neurofisiológica, esta apenas avalia os sinais eléctricos musculares do membro afectado, não tendo em conta a resistência ao movimento passivo característico da espasticidade, e é um processo invasivo e muito demorado para ser adoptado em contexto clínico [13, 14].

A metodologia biomecânica ao avaliar parâmetros biomecânicos do membro afectado tem-se revelado a mais concordante com a definição de espasticidade [1]. Porém, a sua aplicação em contexto clínico é ainda muito limitada, uma vez que a instrumentação que tem sido desenvolvida não é de fácil manuseamento e tem um custo elevado [13].

Actualmente, também tem sido desenvolvida a denominada metodologia integrada, reunindo técnicas e processos que têm sido desenvolvidas nas metodologias biomecânica e neurofisiológica [5].

O *SpastiMed* é um instrumento motorizado e controlado electronicamente com o objectivo de avaliar e quantificar a espasticidade, tendo sido desenvolvido no âmbito da tese de mestrado de Valter Fernandes [18].

O objectivo deste projecto, em parceria com o Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão, é aferir a fiabilidade do protótipo na detecção e quantificação da espasticidade.

Para tal, a tese estrutura-se em 6 capítulos:

- O capítulo 1 trata-se do presente capítulo, onde é feito um pequeno enquadramento sobre a espasticidade, objectivo e estrutura do trabalho desenvolvido.
- No capítulo 2 encontra-se uma revisão da literatura acerca da espasticidade, as suas patologias associadas, epidemiologia, metodologias para a sua avaliação e a sua reabilitação.
- No capítulo 3 surge uma breve caracterização do protótipo *SpastiMed*, nomeadamente a sua estrutura mecânica, electrónica, o microcontrolador e a sua interface gráfica.
- O capítulo 4 é referente ao processo de recolha e processamento dos dados, onde consta a definição do protocolo de aquisição dos mesmos e o algoritmo de análise automática dos dados.
- No capítulo 5 são apresentados os dados e realizada uma breve discussão dos mesmos.
- No capítulo 6 constam as conclusões finais e perspectivas futuras para este projecto.

2. Revisão da Literatura

2.1. Espasticidade - Fisiopatologia

2.1.1. Definição

A espasticidade trata-se de uma disfunção a nível motor, caracterizada por uma dependência ao aumento da velocidade em movimentos de estiramento passivos, com reflexos tendíneos exagerados, resultando uma hiperexcitabilidade no reflexo de estiramento tónico, tratando-se assim de uma característica excessiva da síndrome do neurónio motor superior [1-4].

Apesar de esta definição não ser completamente reconhecida pela comunidade científica, é a definição mais aceite para este distúrbio motor, havendo consenso na existência de um aumento do tônus muscular (reflexo de estiramento tónico), aumento dos reflexos tendíneos (reflexo de estiramento fásico), aumento dos reflexos exteroceptivos (reflexo dos flexores) e um raio patológico de reflexos entre os segmentos da coluna vertebral ao longo do tempo [5-9]. Mais recentemente, a espasticidade também tem sido definida como um controlo sensoriomotor desordenado, resultando de uma lesão do neurónio motor superior, apresentando activação involuntária (intermitente ou constante) dos músculos [1, 5].

Há ainda também quem sugira a distinção entre três sub-tipos de espasticidade: espasticidade tónica intrínseca (o aumento do tônus associado), espasticidade fásica intrínseca (o clónus que se trata de contracções e relaxamentos musculares rítmicos e involuntários) e espasticidade extrínseca (o reflexo dos flexores) [19].

2.1.2. Hipertonia e Reflexos Associados

A espasticidade advém de lesões do SNC, que tanto podem ocorrer ao nível do córtex cerebral ou medula espinhal [14, 20]. A consequência mais acentuada desta disfunção é, tal como já foi referido, o aumento do tônus muscular, ou hipertonia [1, 2, 4, 13].

As lesões do SNC associadas à espasticidade devem-se a um corte de vias descendentes do controlo motor importantes responsáveis por um tônus normal, provocando uma hiperexcitabilidade de reflexos de estiramento (quer fásico-curta latência, quer tónico-longa latência), bem como os reflexos dos flexores [1, 11].

A hiperexcitabilidade dos reflexos de estiramento tónicos, bem como a dos reflexos dos flexores, tem como consequência um aumento da velocidade de resposta muscular ao estiramento, devido à hiperactividade dos motoneurónios, provocando a contracção muscular quando este é estirado em limiares mais baixos que o normal [1, 21-23]. Por sua vez, a hiperexcitabilidade dos reflexos de estiramento fásicos está associada ao clónus em casos mais graves. [1, 4, 17, 19, 22].

2.1.3.O Fenómeno *Catch*

Este fenómeno é muito característico em indivíduos que apresentam espasticidade, especialmente de grau moderado ou elevado [1]. Pensa-se que ocorre devido à já referida hiperexcitabilidade aos reflexos de estiramento e só ocorre quando se efectuam estiramentos passivos rápidos, não se verificando este fenómeno em estiramentos passivos lentos ou em indivíduos que não apresentam espasticidade [1, 4].

Do ponto de vista mecânico, o *catch* é definido como um aumento transiente de força que se opõe ao estiramento passivo [1, 17]. Esta oposição de força ao estiramento pode resultar numa paragem brusca do movimento articular, a um determinado ângulo do alcance da articulação, originando num aumento do torque [17]. Este aumento de torque só se dará em velocidades rápidas, uma vez que em baixas velocidades o limiar para se activar o reflexo de estiramento não é atingido [4]. Desta forma, este fenómeno corrobora a própria definição de espasticidade, revelando uma dependência da velocidade a que se efectua o estiramento da articulação.

2.1.4.Membros Afectados

A espasticidade tanto pode estar presente em membros superiores, como inferiores, dependendo da zona onde há a lesão do SNC [1, 21, 24-26]. Há uma particularidade quanto aos músculos afectados, uma vez que são unicamente atingidos os músculos anti-gravíticos, correspondendo assim uma hipertonía dos músculos flexores, nos membros superiores e uma hipertonía dos músculos extensores, nos membros inferiores [21].

Como tal, se um indivíduo apresentasse espasticidade em todos os membros, a sua postura seria em abdução e rotação interna dos ombros, flexão dos cotovelos, pronação dos punhos e flexão dos dedos, no caso dos membros superiores, e extensão e rotação interna dos quadris, extensão dos joelhos, flexão plantar e inversão dos pés, no caso dos membros inferiores [21].

2.1.5.Patologias associadas a Espasticidade

Tal como referido anteriormente, este distúrbio motor advém de lesões do SNC, provenientes do córtex cerebral, ou da Medula Espinhal (ME) [14, 20]. As patologias mais comuns associadas a estas lesões e que desenvolvem espasticidade são o Acidente Vascular Cerebral (AVC) [3], a Paralisia Cerebral (PC) [4], a Esclerose Múltipla (EM) [27], lesões da ME [19] e traumatismos encefálicos [20].

2.2. Epidemiologia e Impacto

A espasticidade afecta cerca de 12 milhões de indivíduos a nível mundial [28] e os problemas relacionados com esta disfunção afectam mais os indivíduos que apresentam uma espasticidade mais severa [3]. É de salientar que as definições anteriormente citadas desta patologia, nenhuma refere o impacto que esta tem para a vida de um indivíduo e como afecta a sua qualidade de vida [10].

A espasticidade em si já revela alguns problemas associados, como por exemplo a contracção de músculos antagonistas durante actividade voluntária causada pela hipertonia muscular, espasmos, postura distónica de membros, problemas de mobilidade (nomeadamente a destreza de movimentos) e dor, prejudicando gravemente a qualidade de vida do indivíduo [3, 11, 14, 19, 20].

Os indivíduos que sofrem de espasticidade como consequência de um AVC, em grande parte dos casos, é apenas atingido um grupo muscular de uma determinada articulação, havendo uma alteração no reflexo de estiramento desses músculos em questão [2] e também alguma perda da estrutura muscular (estrutura muscular mais frágil) [28]. De referir também que a compensação do membro afectado leva a uma postura anormal do indivíduo, conduzindo a uma enorme pressão nas articulações afectadas e complicando ainda mais a sua recuperação [29].

Na população norte-americana, estima-se que a incidência de AVC atinja as 700 000 pessoas por ano e que a espasticidade esteja presente em 19% a 38% da referida projecção [29].

Sendo a PC a patologia mais comum em problemas de função motora em crianças, a espasticidade está quase sempre associada a esta patologia, afectando gravemente a vida dos indivíduos em questão e agravando-se ao longo da sua vida [12, 17].

Para os indivíduos que sofrem de lesões ao nível da ME, a espasticidade encontra-se entre as quatro maiores preocupações da sua vida [10], prejudicando a qualidade de vida dos mesmos [5, 15]. Cerca de 37% dos indivíduos que sofreram lesões na ME nos Estados Unidos da América recebem medicação para combater a espasticidade [5]. Este universo de 37% representa mais de metade de pessoas que sofrem de espasticidade depois deste tipo de lesão, revelando, assim, que mais de metade tem de tomar medicação para esta disfunção, podendo estar expostos aos efeitos secundários que desta advém [5].

Cerca de 85% dos indivíduos que sofrem de EM apresentam espasticidade, sendo esta a maior causa para deficiência e perda de função a longo prazo, afectando o seu dia-a-dia [27, 30].

Estes indivíduos possuem dificuldades na concretização de actividades diárias básicas, tais como o vestir-se ou cuidar da sua própria higiene pessoal, devido à incapacidade de utilização activa do membro afectado [3], limitando assim o desempenho de tarefas motoras e afectando a sua qualidade de vida [1]. Esta condição também é a maior causa para o surgimento de problemas de saúde secundários, como contracturas musculares, deformações ósseas, desconforto, alteração dos tecidos moles e dor [11, 31].

2.3. Metodologias para Avaliação da Espasticidade

Actualmente, não há um consenso quanto à metodologia a aplicar para avaliar a espasticidade, havendo inclusivamente vários métodos e abordagens diferentes para o diagnóstico [1, 13, 14].

Usualmente, as abordagens a esta questão dividem-se em três grandes grupos de metodologia: clínica, neurofisiológica e biomecânica, sendo a primeira a mais utilizada pela sua facilidade de aplicação [1, 5, 12-16].

2.3.1. Metodologia Clínica

Esta metodologia é a que predomina para a avaliação da espasticidade pela sua facilidade de aplicação em contexto clínico [12, 13, 17]. Baseando-se na percepção do clínico, classifica a resistência ao movimento passivo efectuado da articulação a ser avaliada [13]. Porém, nestes métodos ocorrem algumas divergências, existindo várias escalas e protocolos que são utilizados para a sua avaliação [1, 12].

Apesar de ser a mais utilizada, a sua fiabilidade é reduzida, principalmente em membros inferiores do corpo [13], pois revelam uma grande subjectividade. A análise é dependente do clínico que a efectua e não há protocolos estabelecidos, podendo variar a posição em que o indivíduo se encontra para a avaliação, a força que o clínico efectua para o movimento da articulação, a posição inicial e final do membro, entre outros parâmetros. [1].

2.3.1.1 Metodologia clínica baseada na *Ashworth Scale*

Na metodologia clínica destaca-se a utilização da *Ashworth Scale* (AS) (Tabela 2.1), sendo a escala mais utilizada para diagnóstico e avaliação da espasticidade e introduzida por *Ashworth et al.* (1964) [12]. Esta escala classifica a intensidade da resistência (tónus muscular) sentida pelo clínico ao efectuar um estiramento passivo [3] num determinado grupo muscular e no seu alcance do movimento da articulação [12]. Baseia-se numa escala a 5 pontos (0 a 4) e é a base para muitas outras escalas existentes a serem analisadas posteriormente [12].

Apesar de não haver um protocolo universal para a execução deste método, a prática mais comum para avaliar um indivíduo que possui uma disfunção ao nível do membro superior é a seguinte: o indivíduo deve estar em posição de supino com o membro superior em repouso e ligeira abdução e completamente relaxado [28]. Na posição inicial para esta avaliação, o cotovelo deve estar em flexão máxima, mas sem o braço e antebraço do membro superior estarem em contacto entre si [28]. O antebraço deve estar em posição neutra entre pronação e supinação [28]. Este é estirado desde a posição inicial até à sua extensão total e volta à posição inicial [28]. O tempo deste movimento não tem nenhum *standard*, dependendo assim do clínico que executa a avaliação [12, 28].

Para além da escala original, a AS apresenta mais 4 escalas, denominadas *Modified Ashworth Scale* (MAS) que são adaptações da original, partindo do mesmo princípio de classificação [12].

A primeira modificação à escala original foi sugerida por *Bohannon et al.* (1987) e introduz mais um ponto intermédio à escala original, denominada *Modified Ashworth Scale – Bohannon* (MAS-B) (Tabela 2.2) [12].

A segunda modificação foi sugerida por *Peacock et al.* (1991) e trata-se de uma adaptação da AS e da MAS-B, adicionando mais um ponto e o grau de severidade da espasticidade [12]. Esta escala intitula-se *Modified Ashworth Scale – Peacock* (MAS-P) (Tabela 2.3) [12].

A terceira modificação, sugerida por *Johann-Murphy et al.* (1990), combina a AS com o alcance de movimento da articulação a uma velocidade de movimento passivo de estiramento mais rápida [12]. O nome atribuído a esta escala é *New York University Tone Scale* (NYU) (Tabela 2.4) [12].

A quarta e última modificação da escala é a mais recente e é sugerida por *Ansari et al.* (2006). Denomina-se *Modified Modified Ashworth Scale* (MMAS) (Tabela 2.5) que tem revelado uma boa fiabilidade para a avaliação da espasticidade, tanto em membros superiores, como inferiores [32]. Esta nova escala trata-se de uma adaptação à MAS-B. O único parâmetro que se altera entre as mesmas é a pontuação, pois a descrição das mesmas é igual [12, 32].

Seguidamente, apresentam-se as escalas citadas anteriormente.

Tabela 2.1 – Escala de AS original [12].

<i>Pontuação</i>	<i>Descrição</i>
0	Não há aumento do tónus muscular.
1	Ligeiro aumento do tónus muscular apresentando um <i>catch</i> no movimento de extensão ou flexão passivos.
2	Um aumento mais acentuado do tónus muscular, mas o membro move-se facilmente.
3	Aumento acentuado do tónus muscular, movimento passivo difícil.
4	Membro rígido na flexão ou extensão.

Tabela 2.2 – Escala de MAS-B [12].

<i>Pontuação</i>	<i>Descrição</i>
0	Não há aumento do tônus muscular.
1	Ligeiro aumento do tônus muscular apresentando um <i>catch</i> , ou uma resistência mínima no fim do alcance do movimento no movimento de extensão ou flexão passivos.
1+	Ligeiro aumento do tônus muscular, manifestado através de <i>catch</i> , seguido por uma resistência mínima ao longo do restante alcance do movimento.
2	Um aumento mais acentuado do tônus muscular durante todo o alcance do movimento, mas o membro move-se facilmente.
3	Aumento acentuado do tônus muscular, movimento passivo difícil.
4	Membro rígido na flexão ou extensão.

Tabela 2.3 – Escala de MAS-P [12].

<i>Pontuação</i>	<i>Gau</i>	<i>Descrição</i>
0	Hipotónico	Tônus menor que o normal.
1	Normal	Não há aumento do tônus muscular.
2	Suave	Ligeiro aumento do tônus muscular apresentando um <i>catch</i> , ou uma resistência mínima a menos de metade do alcance do movimento no movimento de extensão ou flexão passivos.
3	Moderado	Um aumento mais acentuado do tônus muscular durante todo o alcance do movimento, mas o membro move-se facilmente.
4	Severo	Aumento acentuado do tônus muscular, movimento passivo difícil.
5	Extremo	Membro rígido na flexão ou extensão.

Tabela 2.4 – Escala de NYU [12].

<i>Pontuação</i>	<i>Gau</i>	<i>Descrição</i>
-1	Hipotónico	Tónus menor que o normal.
0	Normal	Resistência apropriada ao movimento passivo.
1	Aumento Suave	Resistência mínima ao movimento passivo, mas não prejudica o movimento ou função.
2	Aumento Moderado	Resistência moderada ao movimento passivo, o movimento efectua todo o seu alcance mas a sua função é prejudicada pelo tónus.
3	Aumento Severo	Resistência severa ao movimento passivo, o movimento não efectua todo o seu alcance ou é difícil alcançá-lo. A função está severamente comprometida.

Tabela 2.5 – MMAS [32].

<i>Pontuação</i>	<i>Descrição</i>
0	Não há aumento do tónus muscular.
1	Ligeiro aumento do tónus muscular apresentando um <i>catch</i> , ou uma resistência mínima no fim do alcance do movimento no movimento de extensão ou flexão passivos.
2	Ligeiro aumento do tónus muscular, manifestado através de <i>catch</i> , a meio do alcance e uma resistência mínima ao longo do restante alcance do movimento, mas o membro move-se facilmente.
3	Aumento acentuado do tónus muscular, movimento passivo difícil.
4	Membro rígido na flexão ou extensão.

De todas as diversas escalas apresentadas, as mais utilizadas em ambiente clínico são a AS e a MAS – B, sendo esta última mais usualmente designada apenas por MAS [12-14].

Apesar da metodologia clínica ter como base as escalas sustentadas em *Ashworth* e a avaliação em contexto clínico partir do pressuposto que estas escalas avaliam a espasticidade, estas não diferenciam se a resistência sentida pelo clínico é derivada da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento em si, por alterações biomecânicas dos tecidos moles, por alterações intrínsecas dos músculos, ou por ambas estas razões [3, 4, 33]. Estas escalas revelam também pouca fiabilidade na avaliação da espasticidade de membros inferiores [13, 16].

Outro grande problema que subsiste ao utilizar este tipo de metodologias está relacionado com o facto da velocidade com que se efectua o movimento passivo não ter um *standard*, sendo sempre dependente do indivíduo que executa a análise da espasticidade e variando de avaliação para avaliação [17], como também não relacionam a própria dependência da hiperactividade do reflexo de estiramento com a velocidade efectuando apenas um movimento [28]. Estes factos podem dever-se à falta de um protocolo *standard* para realizar as avaliações utilizando estas escalas, uma vez que factores como o alcance do movimento, velocidade a que se efectua o movimento passivo e a posição do indivíduo a ser avaliado não são definidos [12, 16].

Também há referências ao facto de que a própria terminologia utilizada na descrição das escalas pode contribuir para interpretações diferentes de indivíduo para indivíduo, aquando da execução da avaliação [16].

2.3.1.2 Metodologia clínica baseada na *Tardieu Scale*

Para além da AS e suas variantes, existe ainda uma metodologia clínica que tem como base outra escala, a escala de *Tardieu* e, tal como a AS, também apresenta outra escala que advém da original.

As escalas que se baseiam na *Tardieu Scale* (TS) (Tabela 2.6) descrevem o princípio da avaliação da espasticidade através da medição de ângulos da articulação a diferentes velocidades de estiramento, aproximando-se de uma metodologia biomecânica, mas ainda assim com limitações [12].

A TS baseia-se na avaliação da espasticidade através do movimento passivo do grupo muscular a 3 velocidades diferentes (V1, V2 e V3) e a velocidade, intensidade (X) e duração a que o músculo reage ao estiramento é classificada segundo uma escala de 5 pontos. Também é definido o ângulo a que o músculo reage ao estiramento (ângulo de *catch* - Y) [1].

O indivíduo submetido a este método de avaliação de espasticidade, quando possuindo uma disfunção ao nível do membro superior, deve estar em posição de supino com a articulação do cotovelo em flexão a 90°. Efectua-se o movimento de estiramento do cotovelo a uma velocidade baixa, sendo de seguida medido o ângulo do alcance máximo do movimento passivo a essa velocidade. Estes ângulos serão medidos através de um goniómetro. Finalmente, efectuem-se dois movimentos de estiramento, a uma velocidade intermédia e rápida. Caso se detecte resistência ao movimento, é medido o ângulo *catch*, reposicionando o antebraço no ângulo em que foi primeiramente sentida resistência [32].

O grupo muscular a ser avaliado é primeiramente movido a uma velocidade considerada baixa, para que se possa definir o seu alcance de movimento. Este movimento tem de ser efectuado a uma velocidade o mais baixa possível para que não haja qualquer activação muscular. Depois deste primeiro movimento efectua-se um segundo movimento com uma velocidade intermédia e finalmente o terceiro e último movimento mais rápido. Estes dois movimentos são realizados a velocidades maiores para que seja evocado o reflexo de estiramento e consequente detecção do *catch* [1]. Segundo *Tardieu et al. (1969)*, estas 3 velocidades são definidas como “lenta”, “gravidade” e “rápida” (V1, V2 e V3 respectivamente). V1 é caracterizada como uma velocidade que é mais lenta que a queda natural do membro pela força da gravidade, V2 é caracterizada como a velocidade com que o membro cairia sob o efeito

da força da gravidade e finalmente V3 é caracterizada como uma velocidade mais rápida que a queda natural do membro pela força da gravidade [1]. O ângulo de *catch* (Y) seria posteriormente medido através de um goniómetro, após reposição da articulação na posição em que o *catch* foi primeiramente sentido e assim mede-se a intensidade (X) sentida aquando da reacção do músculo ao estiramento [1, 17].

A TS é mais compreensiva e é mais concordante com a própria definição de espasticidade, uma vez que mede o alcance da articulação a uma velocidade de estiramento baixa e o ângulo em que há aumento do tónus muscular, ao aumentar a velocidade do movimento [1]. Porém, consome muito tempo para a sua aplicação em contexto clínico, pois a cada velocidade teria de se registar a intensidade e possível ângulo de *catch* existente [12].

Para além da sua escala original, ainda existe a *Modified Tadie Scale* (MTS) (Tabela 2.7), sugerida por *Boyd et al.* (1999), sendo uma versão mais simplificada da original: em vez de se realizarem 3 estiramentos do membro, apenas se efectuam 2 estiramentos: um a baixa velocidade e outro a alta velocidade (V1 e V3, respectivamente) [1, 12]. Esta escala utiliza a velocidade V1 primeiramente para definir o alcance da articulação (R2) e posteriormente define o ângulo de *catch* (R1) à velocidade V3 [12].

Através das componentes R2 e R1, calcula-se a chamada componente dinâmica, que se trata da subtracção do ângulo total do alcance do movimento da articulação à velocidade baixa (R2 em V1), pelo ângulo de *catch* detectado na velocidade alta (R1 em V3) [12, 17, 33]. Grandes diferenças entre R2 e R1 indicam espasticidade [32].

Tabela 2.6 – TS [12].

<i>Pontuação</i>	<i>Descrição</i>
<i>Intensidade e duração do movimento passivo (X)</i>	
0	Não há resistência durante o movimento passivo.
1	Há uma ligeira resistência durante o movimento passivo, sem nenhum <i>catch</i> a um determinado ângulo.
2	Há um <i>catch</i> a um determinado ângulo, interrompendo o movimento passivo, seguido de libertação, prosseguindo o movimento.
3	Há um clónus (menos que 10 segundos quando se mantém a pressão no movimento) e ocorre em determinado ângulo.
4	Há um clónus (mais que 10 segundos quando se mantém a pressão no movimento) e ocorre em determinado ângulo.
<i>Velocidade de Estiramento Passivo (V)</i>	
V1	Velocidade lenta.
V2	Velocidade que o membro cai por acção da força da gravidade.
V3	Velocidade rápida.
<i>Ângulo no alcance de movimento (Y)</i>	Ângulo da articulação em que (X) foi avaliado em (V).

Tabela 2.7 – MTS [32].

<i>Pontuação</i>	<i>Descrição</i>
<i>Intensidade e duração do movimento passivo (X)</i>	
0	Não há resistência durante o movimento passivo.
1	Há uma ligeira resistência durante o movimento passivo, sem nenhum <i>catch</i> a um determinado ângulo.
2	Há um <i>catch</i> a um determinado ângulo, interrompendo o movimento passivo, seguido de libertação, prosseguindo o movimento.
3	Há um clónus (menos que 10 segundos quando se mantém a pressão no movimento) e ocorre em determinado ângulo.
4	Há um clónus (mais que 10 segundos quando se mantém a pressão no movimento) e ocorre em determinado ângulo.
<i>Velocidade de Estiramento Passivo (V)</i>	
V1	Velocidade lenta.
V3	Velocidade rápida.
<i>Ângulos nos Movimentos Passivos</i>	
R2	Ângulo do alcance do movimento da articulação avaliado em V1.
R1	Ângulo de <i>catch</i> da articulação avaliado em V3.

Apesar desta metodologia para a avaliação estar mais de acordo com a própria definição de espasticidade, ainda revela uma grande subjectividade, nomeadamente a falta de rigor em diferentes parâmetros, tais como a definição das velocidades a que se executam os movimentos passivos, a medição dos ângulos de alcance máximo e de *catch* e na posição do indivíduo ao fazer a avaliação [12, 32, 33].

2.3.2. Metodologia Neurofisiológica

Esta metodologia foca-se na questão neurofisiológica associada à espasticidade, mais especificamente na actividade eléctrica muscular do membro a ser avaliado.

Estes métodos baseiam-se na electromiografia (EMG) de superfície para analisar as respostas eléctricas do músculo a ser avaliado durante o movimento passivo [1, 13]. Apesar de não medirem directamente o *catch* ou a resistência ao movimento, estes métodos avaliam o mecanismo do reflexo de estiramento em si pelos sinais eléctricos do músculo, através do estudo das latências e amplitudes associadas ao sinal de EMG [1].

Outro método associado a esta metodologia é o estudo do papel das transmissões alteradas nos circuitos neuronais da ME [16]. Tem sido identificado que esta transmissão tem sido lesada, principalmente nos circuitos inibitórios associados à inibição dos terminais responsáveis pelo reflexo de estiramento [16]. Porém este método ainda é alvo de estudo, não tendo sido comprovada a sua fiabilidade.

A utilização de EMG tem vindo a ser considerada a metodologia mais correcta e eficaz que a metodologia clínica aplicada hoje em dia, visto que tem a capacidade de também distinguir diferentes padrões de espasticidade e cingir-se unicamente ao reflexo de estiramento [13].

Contudo, esta por si só não revela grandes conclusões, uma vez que não recolhe nenhuma informação relativamente à resistência ao movimento e para além do mais, trata-se de um processo complexo, invasivo e demorado, dificultando a sua aplicação em contexto clínico [13, 14].

Muitos estudos defendem uma metodologia integrada, associando estes métodos e métodos biomecânicos, com a vantagem de detectar, não só o reflexo de estiramento, mas também analisar esse mesmo reflexo através do movimento passivo que se efectua na metodologia biomecânica [13, 16].

2.3.3. Metodologia Biomecânica

A metodologia biomecânica é a mais concordante com a própria definição de espasticidade, pois o seu foco será a resistência passiva ao movimento e a avaliação das forças em causa [1]. Baseia-se na biomecânica do membro, como o seu alcance biomecânico, flexão e extensão máximos, ângulo de *catch*, posição da articulação e velocidade do movimento [2, 13]. Para tal, poderá fazer uso de instrumentos, como dinamómetros ou dinamómetros isocinéticos para a medição de torque [1].

Os dinamómetros que são aplicados para a avaliação da espasticidade em contexto clínico são controlados manualmente, uma vez que são mais exequíveis e fáceis de aplicar [13]. No entanto, revelam uma grande dependência humana e os resultados não são os mais fiáveis e não são tão rigorosos.

Tem sido desenvolvida alguma instrumentação para medição destas grandezas biomecânicas de forma automatizada, tendo como base a dependência da velocidade que a espasticidade apresenta [13]. Controlando a velocidade a que são efectuados os movimentos passivos, mede-se a resistência que o membro tem a determinada velocidade, utilizando

electrogoniómetros e electrodinamómetros ou ergómetros, revelando assim um maior rigor e fiabilidade na medição de ângulos e força [13, 14, 26, 34]. Contudo, alguma desta instrumentação é de grandes dimensões e não são facilmente aplicados em contexto clínico [13].

Apesar dos métodos biomecânicos desenvolvidos serem os mais promissores para a quantificação da espasticidade, estes ainda não são aplicáveis na rotina do diagnóstico desta disfunção, uma vez que ainda dependem de equipamento especializado e procedimentos de ensaio clínico, existe pouca sensibilidade e repetição na medição de indivíduos com espasticidade considerada severa, não há ainda mecanismos de segurança desenvolvidos para a aplicação da instrumentação e o elevado custo associado ao desenvolvimento e produção da instrumentação [14].

Alguma desta instrumentação será desenvolvida seguidamente na Metodologia Integrada, uma vez que muitos dos estudos que se têm realizado associam análises de EMG com a instrumentação desenvolvida.

2.4. Metodologia Integrada

Como já foi referido anteriormente, muitas das técnicas e estudos que têm sido desenvolvidos, baseiam-se na integração de várias metodologias para a quantificação da espasticidade, nomeadamente as neurofisiológica e biomecânica. Estas medidas são mais objectivas e são frequentemente usadas em casos de estudo, porém raramente são integradas em contexto clínico [5]. Seguidamente iremos realçar alguns desses estudos que têm sido desenvolvidos.

Bar-On et al. (2013) desenvolve um método de quantificação baseado numa instrumentação que analisa sinais multidimensionais (Figura 2.1) [13]. São registados sinais de EMG, bem como a posição da articulação, velocidade angular e aceleração através de duas unidades de medição inerciais (IMUs: Analog Devices, ADIS16354) para monitorizar o movimento do membro distal em relação ao proximal [13]. Também é utilizado um sensor de força (ATI mini45: Industrial Automation) para medir o torque da articulação ao longo do movimento passivo [13].

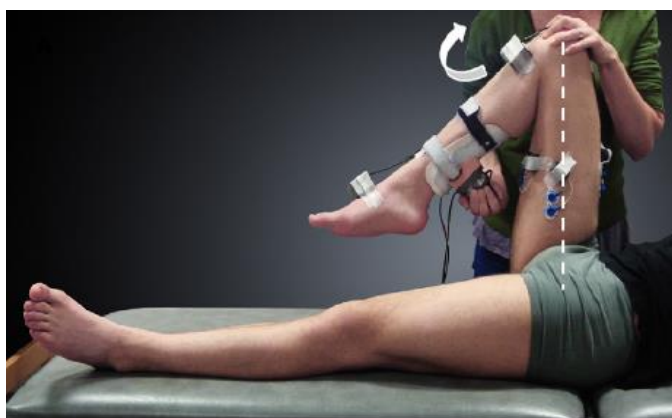


Figura 2.1 – Posição inicial para a avaliação e direcção do movimento passivo (seta branca) para os músculos isquiotibiais, medindo a actividade muscular com EMG e medindo o torque usando sensores de força. Adaptado de [13].

Calota et al. (2008) desenvolveu um instrumento portátil para a medição da espasticidade baseado no reflexo de estiramento tónico, denominado *Montreal Spasticity Measure*, em indivíduos que sofreram AVC [28, 35]. Este instrumento consiste em três componentes principais: um canal de EMG, um electrogoniómetro e um computador [28]. O *Montreal Spasticity Measure* avalia a espasticidade no cotovelo através de sinais EMG nos bíceps durante os movimentos passivos a diferentes velocidades, registando, assim, o limiar da componente dependente do reflexo de estiramento dinâmico em coordenadas angulares e velocidade angular (Figura 2.2) [28]. Este limiar é o ângulo a que o sinal de EMG aumentou numa determinada velocidade do estiramento passivo [28]. Desta forma computa-se o limiar do reflexo de estiramento tónico (a hiperactividade dos motoneurónios a 0°/s) [28, 35].

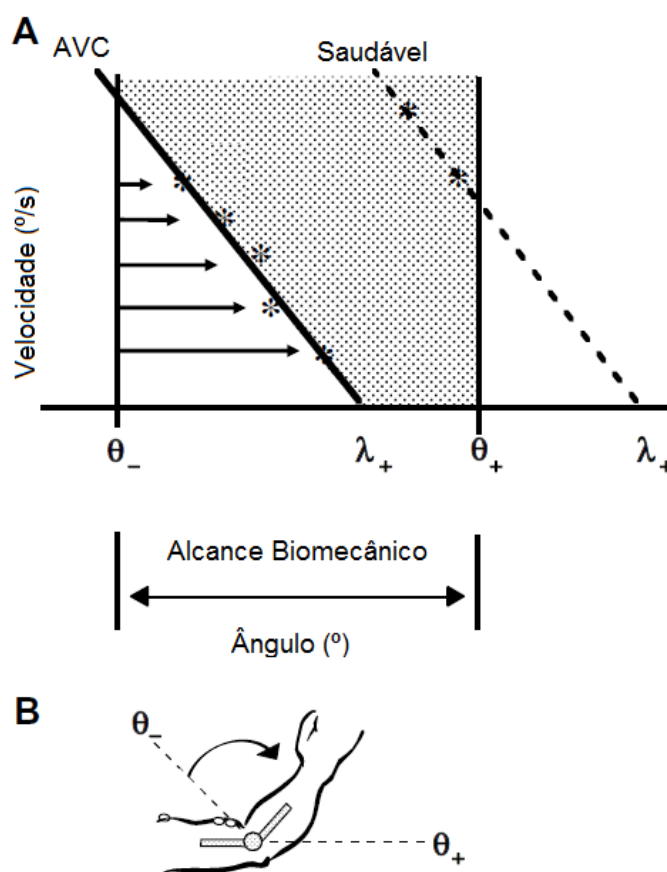


Figura 2.2 – A – Limiares do reflexo de estiramento dinâmico (asteriscos) a diferentes velocidades de estiramento passivo num indivíduo que sofreu AVC e num indivíduo saudável. A regressão linear é utilizada para estimar o reflexo de estiramento tónico a 0°/s (λ_+). O alcance biomecânico da articulação varia entre θ_- (ângulo máximo de flexão) e θ_+ (ângulo máximo de extensão). B – Diagrama do membro superior mostrando o *Montreal Spasticity Measure*. Os círculos a branco são os eléctrodos de EMG. Os flexores do cotovelo são estirados por um examinador (seta a preto) a diferentes velocidades para determinar os reflexos de estiramento dinâmicos. Adaptado de [28].

van den Noort et al.. (2009) avalia a capacidade da medição do ângulo de *catch* da espasticidade através de goniómetros, tendo como sistema de referência a utilização de sensores inerciais (MT9, Xsens Technologies) (Figura 2.3) [17]. Estes sensores são compostos por acelerómetros tri-axiais, giroscópios e sensores magnéticos, desenvolvidos para medições a três dimensões de segmentos do corpo humano [17]. Os sensores monitorizam o movimento dos

segmentos distal e proximal durante a avaliação, obtendo os ângulos da articulação, estimando o ângulo de *catch* através de diferenciais de segundo grau do ângulo da articulação e verificando o ângulo da menor aceleração [17].

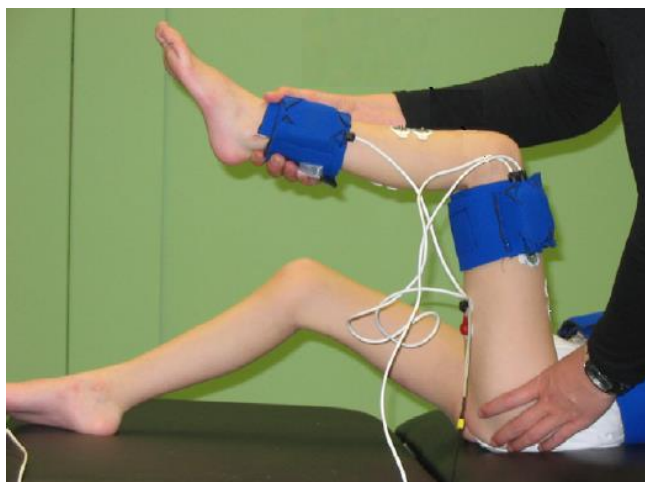


Figura 2.3 – Preparação para a avaliação da espasticidade no membro inferior. Os dois sensores inerciais estão nos segmentos proximal e distal. Adaptado de [17].

Diserens et al. (2007) quantifica a espasticidade, força muscular e o alcance de movimentos activos de indivíduos que sofreram um AVC, fazendo uso de um ergómetro científico (desenvolvido em Fachhochschule für Technik und Architektur, Freiburg) (Figura 2.4) para o membro superior e de EMG de superfície [36]. Durante o movimento do ergómetro, este mede o torque do movimento efectuado individualmente, medindo de forma independente o lado esquerdo e direito [36]. Este ergómetro também tem na sua constituição dois transdutores angulares para medição angular [36]. O EMG é efectuado nos bíceps e tríceps de cada membro superior, através de eléctrodos de superfície [36].

O indivíduo pedala na mesma direcção, sendo a fase de extensão correspondendo à fase em que a mão se afasta do corpo no semi-círculo superior da trajectória do movimento e a fase de flexão corresponde à fase em que a mão se aproxima do corpo no semi-círculo inferior da trajectória [36]. O torque e posição angular são analisados em ambos os lados, de forma independente [36]. A espasticidade é quantificada verificando o alcance da extensão activa do cotovelo, o torque mínimo durante o movimento e respectiva comparação com o EMG [36].

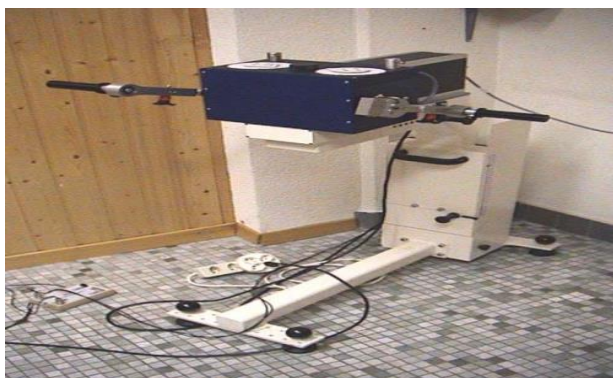


Figura 2.4 – Ergómetro científico, desenvolvido pela Fachhochschule für Technik und Architektur, Freiburg, foi usado para fazer medições quantitativas durante o movimento. Adaptado de [37].

S. R. Pierce *et al.* quantifica a espasticidade dos flexores e extensores do joelho em indivíduos com PC (2006) e em indivíduos com lesões na ME (2008), através da análise do torque com um dinamómetro isocinético a diferentes velocidades (15°/s, 90 °/s e 180 °/s) [26, 34, 38]. Esta análise é complementada com recolha de dados de EMG, de forma a verificar que os indivíduos desempenhavam um movimento passivo sem actividade muscular registada [26, 34]. Este dinamómetro isocinético regista a força, ângulo e velocidade angular do movimento passivo efectuado, sendo calculado o torque e o trabalho do movimento efectuado através dos dados recolhidos [26, 34]. Posteriormente, é feita uma média dos valores do trabalho registados a cada velocidade e é calculada uma regressão linear do trabalho em função da velocidade. O declive da regressão linear é utilizado como medição da espasticidade [26].

J. J. Chen *et al.* (2005) desenvolve um instrumento portátil para medição do tónus muscular (Figura 2.5) para recolha de informação biomecânica precisa da resistência passiva e da velocidade de estiramento da articulação do cotovelo durante os movimentos de estiramento sinusóides [31]. Este instrumento é constituído em duas partes: duas bolsas de ar para calcular o torque no estiramento através das diferenças de pressão e um sensor leve para medições da velocidade angular [31]. Também são registados os sinais de EMG para verificar que os movimentos passivos efectuados não revelam qualquer actividade muscular voluntária [31].

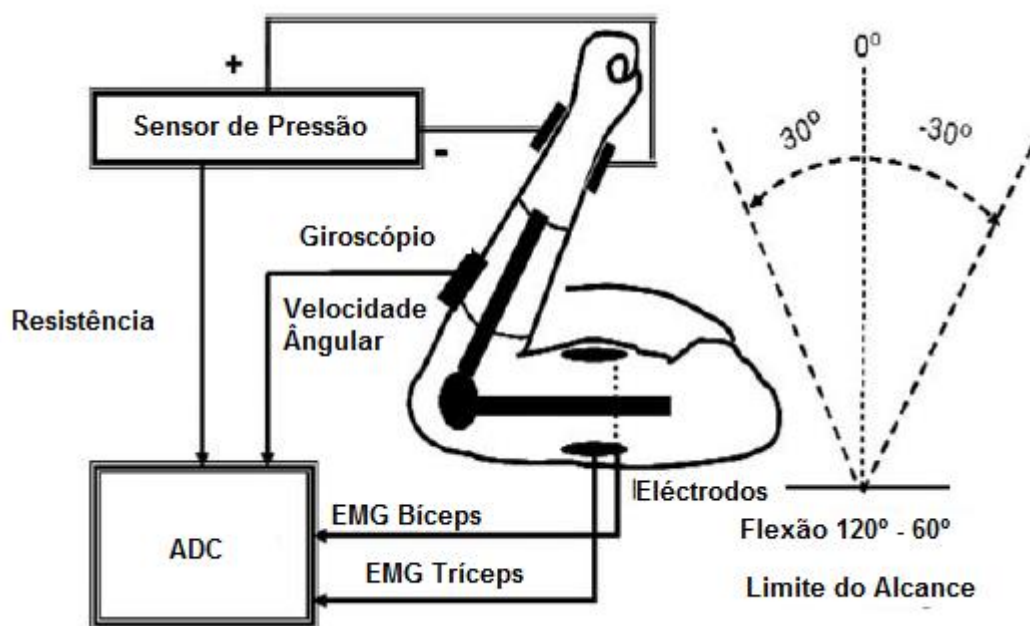


Figura 2.5 – O instrumento portátil de medição do tónus muscular. A actividade muscular é registada por EMG. A resistência, a velocidade angular e o EMG são registados do conversor analógico-digital (ADC) com um limite de alcance entre os 60° e os 120°. Adaptado de [31].

B. B. Bhakta *et al.* (2001) quantifica a espasticidade na articulação do pulso através da medição da força, actividade muscular e movimento da articulação utilizando, respectivamente, um dinamómetro de mão, EMG do antebraço e um electrodinamómetro de mão (Figura 2.6) [39].

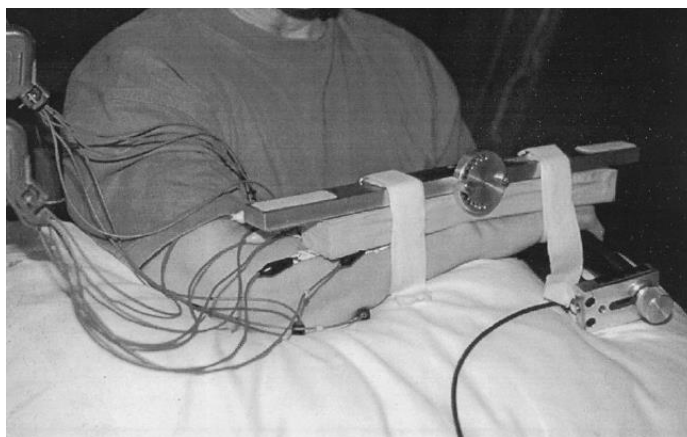


Figura 2.6 – Postura e instrumentação para quantificação (com suporte de pulso). Adaptado de [39].

F. Pisano et al. (2000) quantifica a espasticidade através de um motor de torque a uma velocidade constante, associando novamente os sinais de EMG (Figura 2.7) [40]. São efectuados estiramentos dos músculos flexores do pulso a diferentes velocidades pelo motor de torque [40]. O eixo do motor está ligado ao tacómetro, torque e transdutores de posição [40].

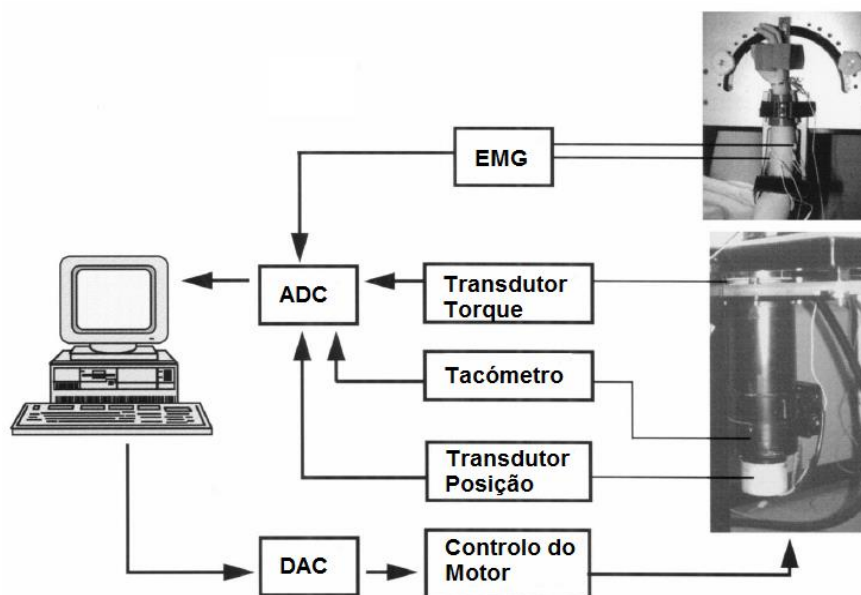


Figura 2.7 – Diagrama de blocos do sistema para avaliação quantitativa do tónus muscular. Os sinais analógicos do EMG, transdutor de torque, tacómetro e transdutor de posição são convertidos para sinais digitais (ADC) e os dados para controlo do motor são convertidos de digital (provenientes do computador) para analógico (DAC). Adaptado de [40].

A. D. Pandyan et al. (2001) desenvolve um instrumento biomecânico e não invasivo para aplicação no cotovelo (Figura 2.8) e mede a resistência ao movimento passivo da articulação, quantificando a espasticidade [14, 35]. Este instrumento consiste num transdutor de força e num electrogoniómetro flexível (Biometrics Ltd., Gwent, UK), permitindo desta forma a medição simultânea da força aplicada e do alcance do movimento [14]. É efectuado um estiramento do antebraço desde a sua posição de flexão (90° ou a máxima flexão sem dor possível) até ao seu alcance máximo [14]. A resistência passiva ao movimento é quantificada calculando o declive da força em função do alcance do movimento [14].

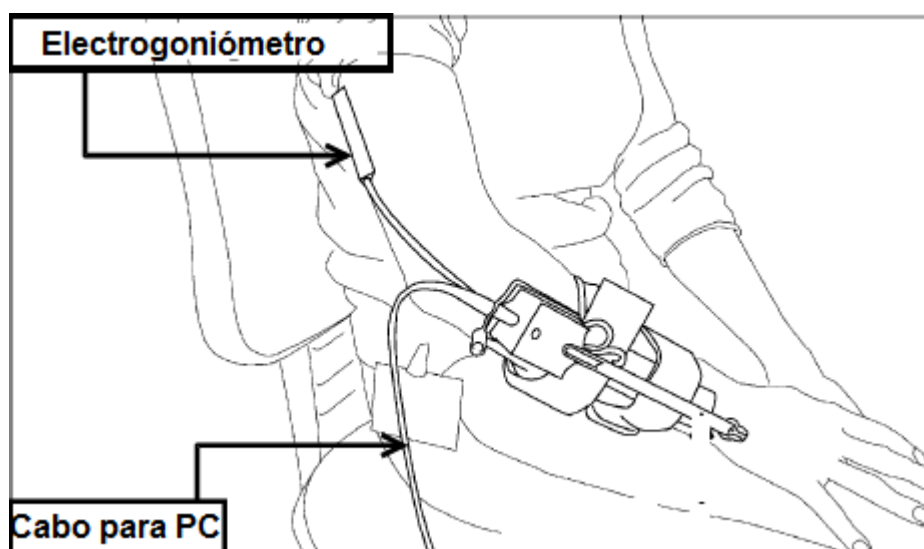


Figura 2.8 – Esquema do aparelho utilizado para medir a resistência ao movimento passivo do cotovelo.
Adaptado de [14, 35].

Podemos concluir que a integração desta metodologia integrada tem-se revelado bastante promissora e é cada vez mais aplicada em estudos científicos, revelando bons resultados para melhor compreensão e comportamento da espasticidade.

2.5. Reabilitação

A terapêutica a aplicar num indivíduo que apresenta espasticidade depende muito da severidade desta. Primeiramente deve-se avaliar se a capacidade funcional está comprometida, para verificar se realmente é necessário algum tipo de tratamento [11]. Apesar de a espasticidade ser uma disfunção, esta nem sempre necessita de tratamento [11].

Quando é necessário recorrer à terapêutica, os seus objectivos passam sempre por melhorar a função motora do membro afectado, reduzir a dor e melhorar ou prevenir problemas que podem advir a longo termo (o caso das contracturas e disfunção do tecido mole) [11]. O tratamento pode ser somente local ou geral, recorrendo somente a fisioterapia ou a farmacologia [22, 31]. Em casos extremos também pode haver a necessidade ao recurso da cirurgia [31].

No caso específico da aplicação de farmacologia, a medicação que é recomendada frequentemente nestes casos são relaxantes musculares, reduzindo assim a actividade muscular. Os mais comuns são o baclofeno, o dantroleno, a tizanidina e a toxina botulínica de tipo A [1, 14, 15, 20]. O baclofeno bloqueia os receptores pré e pós sinápticos do Ácido Gama-Aminobutírico (GABA_B), o dantroleno inibe directamente a contracção muscular, diminuindo a libertação de cálcio, a tizanidina actua nos receptores antagonistas dos músculos e a toxina botulínica de tipo A diminui o tônus muscular, revelando uma grande eficácia para a redução da espasticidade (Figura 2.9) [20, 22, 29, 31]. O baclofeno, o dantroleno e a tizanidina são administrados via oral e actuam de forma generalizada em qualquer parte do corpo [20, 29]. Já a toxina botulínica de tipo A é administrada via injeção intramuscular e actua apenas localmente no músculo onde é injectada [29]. Porém esta chamada medicação anti-espástica tem grandes efeitos secundários

a ter em conta, como a sonolência, sensação de garganta seca, tonturas e até mesmo depressão [19, 21, 29].

Na fisioterapia, normalmente é aplicada uma série de exercícios que requerem o movimento passivo do membro afectado, aplicação de estimulação eléctrica aquando da execução de movimentos passivos do membro afectado, hipoterapia, massagens rítmicas e profundas, aplicação prolongada de calor e frio, entre outras técnicas utilizadas [11, 19, 21, 24]. Todas estas técnicas utilizadas na fisioterapia visam a melhoria no tónus muscular, postura, balanço e dor, para que haja uma reabilitação de algumas capacidades motoras do indivíduo [19, 21, 22]. A prática da fisioterapia em indivíduos com espasticidade deve ser iniciada o mais cedo possível para que haja recuperação do controlo do tónus muscular, aplicando exercícios de estiramento muscular para que haja a promoção do estiramento das fibras musculares, aumentando o seu comprimento e resultando numa maior amplitude de movimento [21].

Quando é necessário recorrer à cirurgia, efectua-se uma rizotomia dorsal selectiva (Figura 2.10). Esta cirurgia é indicada a indivíduos menores de idade que sofrem de PC e melhora significativamente a capacidade funcional dos membros inferiores [22, 41]. É feita uma secção nas fibras nervosas sensoriais provenientes dos músculos (vias aferentes) responsáveis pela disfunção motora [22, 41].

Também têm sido desenvolvidos alguns estudos de terapias alternativas, como utilização da electroacupuntura e a utilização de canábis [25, 30]. A canábis tem-se revelado um relaxante muscular e tem sido diagnosticado em alguns indivíduos que possuem EM, enquanto a electroacupuntura tem revelado bons resultados, tendo como seus benefícios os poucos efeitos secundários que têm e o facto de ser uma metodologia não-farmacológica [25, 30].

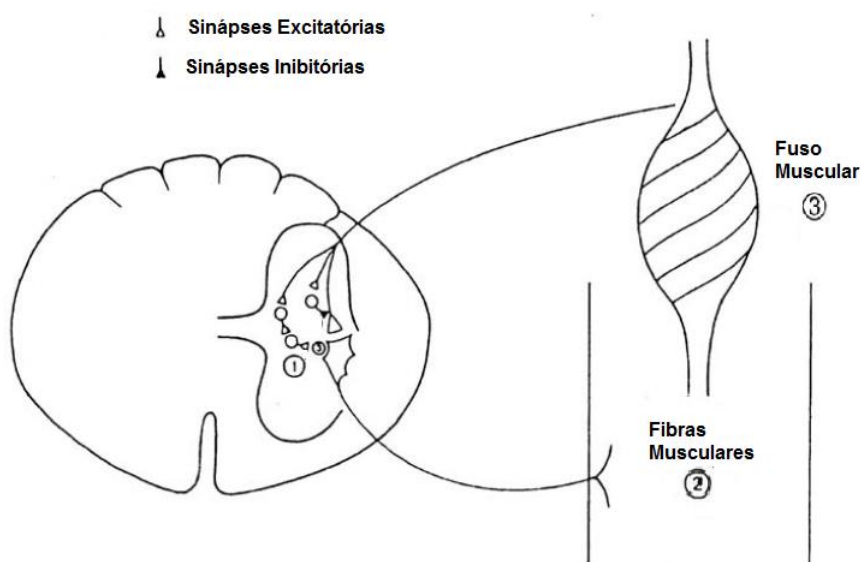


Figura 2.9 – Actuação da medicação via oral de baclofeno (1), dantroleno (2) e tizanidina (3). O baclofeno inibe a actividade dos receptores pré e pós sinápticos GABA_B, o dantroleno inibe a contracção muscular, diminuindo a libertação de cálcio e a tizanidina actua nos receptores antagonistas dos músculos. Adaptado de [22].

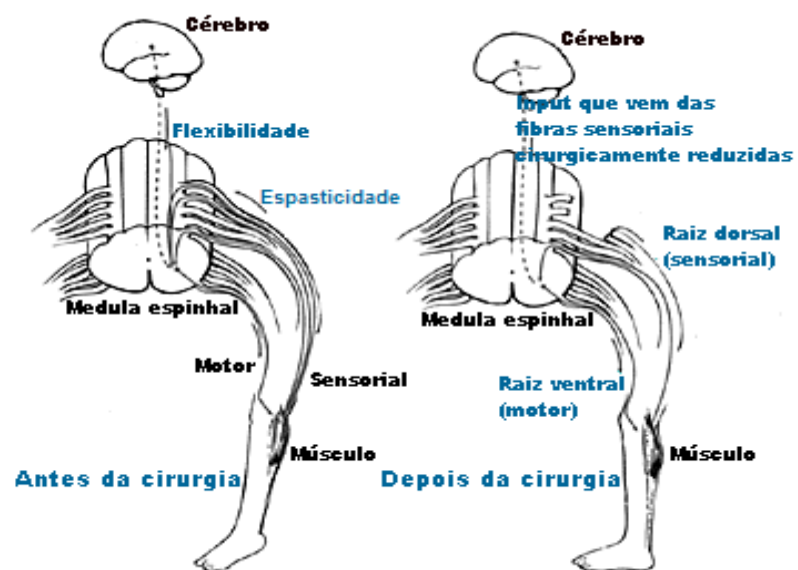


Figura 2.10 – Esquemático da pré e pós cirurgia de uma rizotomia dorsal selectiva. As fibras aferentes são reduzidas cirurgicamente. Adaptado de [42].

3. Caracterização do *SpastiMed*

O *SpastiMed* trata-se de um dispositivo motorizado e controlado electronicamente para a avaliação e quantificação da espasticidade. O instrumento pode ser dividido em 4 partes: a sua estrutura mecânica, a electrónica implementada, a programação do microcontrolador e a sua interface gráfica. Foi inicialmente desenvolvido no âmbito da dissertação da tese de mestrado de Valter Pires Fernandes e foi dada a sua continuação para validação da quantificação na presente dissertação [18]. A representação do *SpastiMed* pode ser observada na figura 3.1, bem como a representação das diferentes partes constituintes em diagrama de blocos na figura 3.2.



Figura 3.1 – Representação do *SpastiMed*.

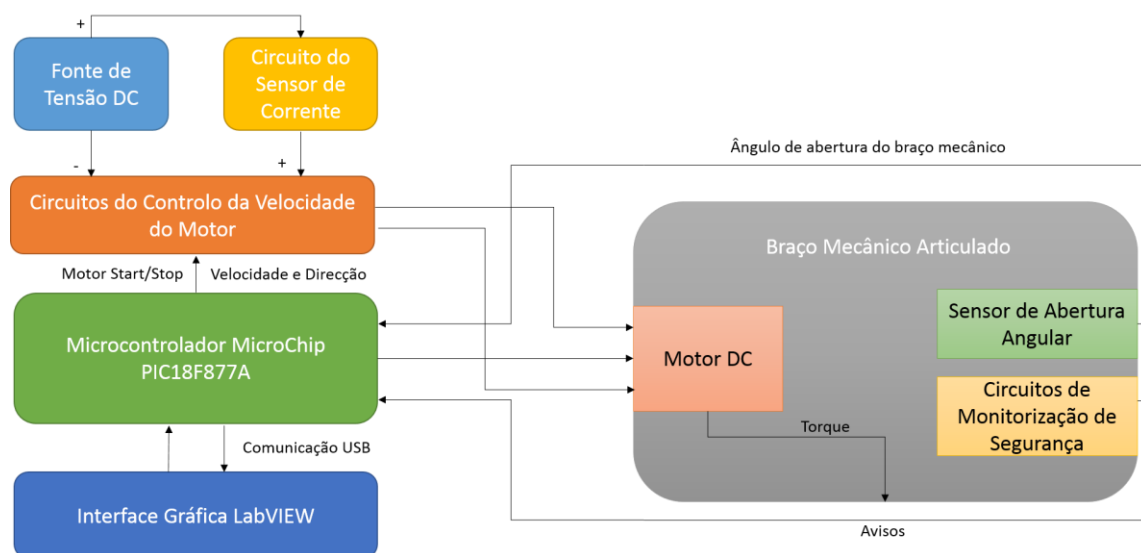


Figura 3.2 – Representação em diagrama de blocos do *SpastiMed*. Adaptado de [18].

Seguidamente serão abordadas cada uma das partes que constituem o *SpastiMed*.

3.1. Estrutura Mecânica

O *SpastiMed* é composto por um braço mecânico (figura 3.3) articulado através de duas engrenagens cónicas, que é movido através de um motor de corrente contínua (DC) que induz um torque para a sua mobilização [18]. Este braço tem como objectivo mobilizar passivamente o membro superior do indivíduo para análise deste mesmo movimento e para tal foi construído em alumínio, devido às suas características leves e as suas propriedades mecânicas.



Figura 3.3 – Pormenor do *SpastiMed* em que se pode observar o braço mecânico.

3.2. Electrónica

A electrónica inerente ao *SpastiMed* é responsável pelo controlo e aquisição de dados do aparelho. A electrónica implementada recolhe os dados da posição angular e da corrente consumida ao longo do seu movimento. A corrente consumida é proporcional ao torque do motor DC.

A nível da electrónica utilizada, esta pode ser dividida em 4 partes distintas que a constituem: o sensor de corrente, o sensor de posição angular, o circuito do motor e o microcontrolador. Toda ela está contida dentro de uma caixa para maior segurança.

3.2.1. Sensor de Corrente

O método de medição e avaliação da espasticidade do *SpastiMed* baseia-se no torque do seu motor. Como tal, este sensor de corrente estabelece uma relação linear entre o torque do motor e o consumo de corrente deste como medida da resistência ao movimento passivo. Este sensor tem a capacidade de converter linearmente o valor da corrente para um valor de tensão a variar entre 0 e 5V, sendo convertido posteriormente pelo Conversor Analógico-Digital (*Analog to Digital Converter –ADC*) do microcontrolador, sendo este último o responsável pelo controlo deste sensor.

3.2.2. Sensor da Posição Angular

Este sensor é responsável pelo controlo da posição angular do braço mecânico. Foi projectado um potenciómetro linear de alta precisão para garantir a relação linear pretendida entre a resistência do potenciómetro e a posição angular do braço mecânico.

Tal como no sensor de corrente, esta resistência foi convertida em valores de tensão, utilizando um regulador de corrente para manter a mesma constante, havendo apenas variação da resistência e respectiva tensão.

3.2.3. Mecanismos de Segurança

Uma vez que os utilizadores do aparelho poderão possuir alguma limitação física, de maneira a manter a sua integridade foi implementado um botão *on/off* passível de ser controlado pelo utilizador, permitindo uma paragem imediata do movimento do motor. De referir que um mecanismo semelhante está acessível ao indivíduo que realize a aquisição.

Foi também implementado um mecanismo de controlo de ângulos de flexão/extensão passíveis de serem realizado pelo braço mecânico. Este mecanismo é constituído por um botão *push* em que a sua activação define o respectivo, parando o movimento do motor, sendo realizada a definição dos ângulos mínimo e máximo que o aparelho pode efectuar no seu movimento, sem causar dor ou colocar em causa a integridade física do indivíduo a ser avaliado.

3.2.4. Circuitos de Controlo Motor

Os circuitos responsáveis pelo controlo do *driver* do motor implementado no aparelho possuem algum nível de complexidade. Este *driver* foi separado em 2 circuitos: um circuito responsável pelo controlo da velocidade do motor e outro responsável pela direcção da rotação do motor. Ambos os circuitos são controlados através do microcontrolador.

O circuito responsável pelo controlo da velocidade do motor efectua a conversão dos valores digitais obtidos do microcontrolador para o regulador de tensão. Implementou-se um circuito composto pelo porto do microcontrolador responsável pela comunicação com o driver do controlo motor. Para tal utilizou-se um Conversor Digital-Analógico (Digital to Analog Converter – DAC) e um regulador de tensão. Desta forma controla-se digitalmente a velocidade do motor que é necessário para o correcto funcionamento do *SpastiMed*.

O circuito responsável pelo controlo da direcção da rotação do motor destina-se então ao controlo da direcção em que o motor irá rodar, através de 2 relés de alta corrente e um relé do *driver*.

O relé do *driver* é responsável pela recepção do *input* do microcontrolador e controla o movimento dos outros 2 relés. Os outputs seleccionados controlam o relé 1 e relé 2, respectivamente. Diferentes combinações de *inputs* foram criados do relé principal (relé do *driver*) para produzir diferentes movimentos de rotação do motor.

3.3. Microcontrolador

O microcontrolador é a peça central e fundamental de todo o *SpastiMed*. É este que controla todos os processos, desde o controlo do motor DC, controlo do *driver* de controlo motor (e respectivos controlos da velocidade do movimento e da direcção de rotação), da comunicação com a interface gráfica (através de um cabo RS232-USB), recebendo também a informação do sensor de abertura angular e dos mecanismos de segurança implementados.

A taxa de aquisição convinha que fosse o mais alta possível, porém, como há limites de velocidade na comunicação a taxa que gera melhor qualidade na comunicação é a de 100Hz e foi, portanto a taxa utilizada. Em termos práticos, uma aquisição da posição angular e corrente consumida é feita e transmitida a cada 0,01s. A velocidade angular é calculada no microcontrolador como o deslocamento angular durante o período de tempo entre duas aquisições. Como existe um pequeno atraso entre a comunicação e o momento em que a resposta é recebida na velocidade do motor, tal taxa de aquisição elevada de velocidade angular não pode ser utilizado porque provocaria um fenómeno de ou "excesso de aceleração" ou "excesso de desaceleração", o que levaria a uma oscilação da velocidade de movimento. Para tal, a taxa de aquisição para a velocidade calculada é de 20Hz.

É então responsável pelo controlo de toda a electrónica, da aquisição de dados de todos os sensores e da comunicação com a interface gráfica. A forma como é executada a sua comunicação através da interface gráfica pode ser revista no âmbito da tese de mestrado de Valter Fernandes [18].

3.4. Desenvolvimentos no *SpastiMed*

3.4.1. Estrutura Mecânica

Uma das primeiras dificuldades constatadas nas primeiras aquisições foi o facto do sistema de suporte do braço mecânico ao membro superior do indivíduo ser constituído por velcros. Esta fixação demonstrou as suas falhas, principalmente na aquisição em indivíduos do sexo masculino, em que o diâmetro do membro era superior ao comprimento dos mesmos. Como tal os velcros tiveram de ser prolongados para uma correcta fixação do aparelho.

Outro problema identificado era o facto de o braço mecânico estar ligado à caixa onde se encontra toda a electrónica e microprocessador, sem possibilidade de o remover para maior facilidade de utilização e transporte. No presente projecto, esta barreira foi ultrapassada tendo os fios sido substituídos por um cabo coaxial, permitindo a sua remoção da caixa, para um manuseamento mais cómodo do aparelho (figura 3.4 – B e C).

Ao substituir os fios que ligavam o braço mecânico à caixa do aparelho, recolocou-se também a posição de fixação do regulador de corrente na parte plástica de protecção da engrenagem cónica maior, presente no *SpastiMed*, melhorando não só o *design* do mesmo, como também a sua fiabilidade ao ser colocado mais próximo da própria engrenagem da posição angular (figura 3.4 – A).

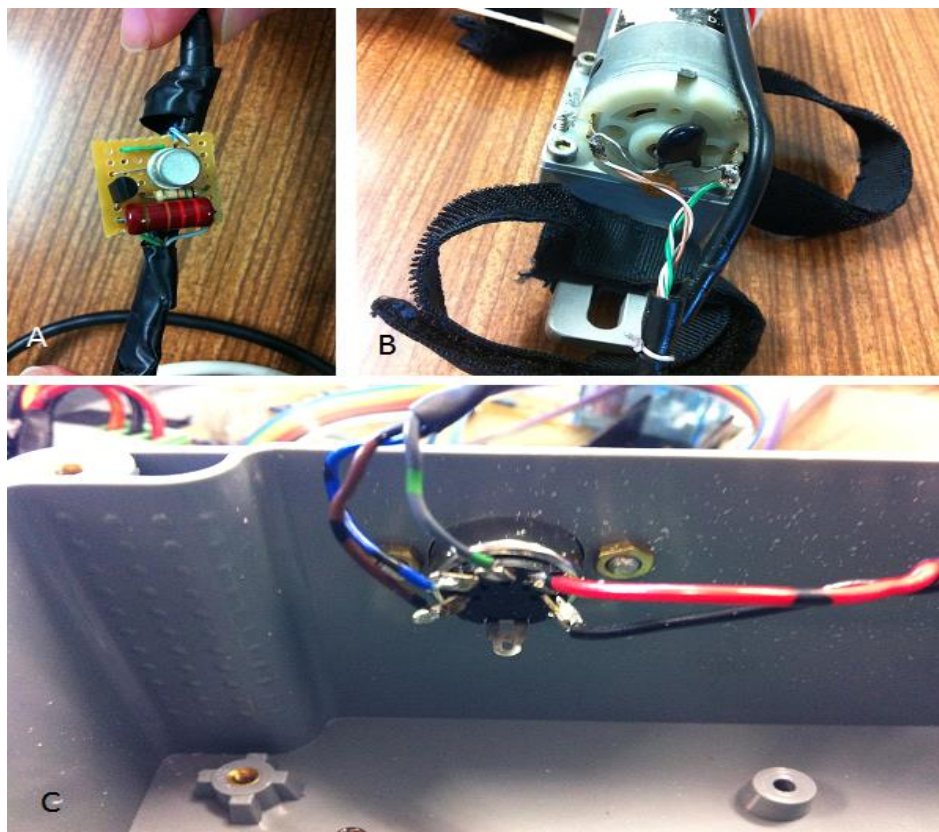


Figura 3.4 – Identificação dos fios para correcta substituição pelo cabo coaxial. A – ligação dos fios do regulador de corrente que estaria presente a meio do fio que liga o braço mecânico à caixa. B – Verificação da ligação ao motor DC do aparelho. C – Substituição das ligações por um cabo axial na caixa.

3.4.2. Electrónica

De salientar que alguma da electrónica foi revista e melhorada no âmbito desta tese, melhorando assim o primeiro protótipo do *SpastiMed*.

Durante as primeiras aquisições verificava-se um mau funcionamento do aparelho em determinados ângulos de movimento, parando o movimento do braço mecânico e até mesmo a detecção de corrente consumida sem o aparelho em movimento e sem carga associada. Após análise exaustiva da programação da interface gráfica para detecção do erro, não se verificou qualquer tipo de anomalia.

Porém, ao verificar a electrónica implementada no interior da caixa onde esta se encontra, verificou-se uma série de problemas com más ligações e ligações quebradas nos seus conectores (figura 3.5 – A), inclusivamente no potenciómetro responsável pela posição angular do aparelho (figura 3.5 – B). Após identificação e remoção das ligações mal estabelecidas, foram ligados correctamente os fios de toda a electrónica que estaria danificada com sucesso, registando o bom funcionamento do aparelho.

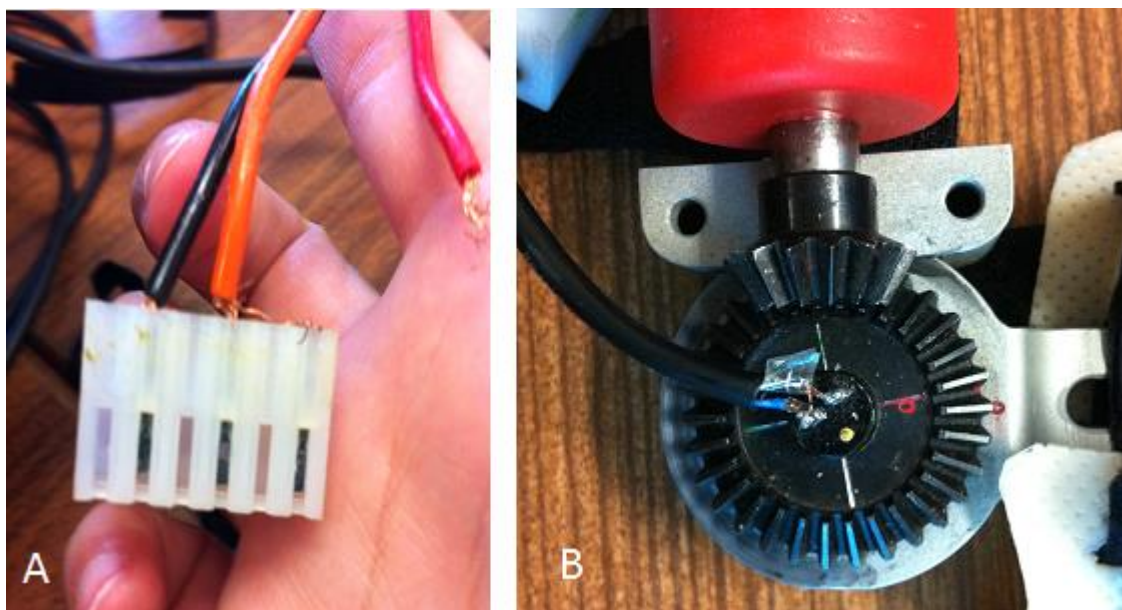


Figura 3.5 – Identificação dos problemas com os conectores. A – Ligações quebradas identificadas na electrónica presente no interior da caixa. B – Ligações quebradas no potenciómetro responsável pela posição angular.

Estas melhorias foram cruciais para o bom funcionamento do protótipo, uma vez que a fiabilidade e desempenho do mesmo estava comprometido.

3.4.3. Interface Gráfica LabVIEW®

A interface gráfica sofreu grandes alterações em relação à sua original, de forma a ser mais apropriada e apelativa ao ser utilizada em contexto clínico. Desta forma, removeram-se algumas opções que poderiam influenciar a correcta aquisição dos dados, como é o caso do número de ciclos que o *SpastiMed* iria efectuar aquando da aquisição. A própria disposição dos conteúdos foi alterada, para que o utilizador pudesse utilizar a interface de uma forma mais intuitiva, sabendo exactamente a sequência que teria de efectuar para realizar uma correcta aquisição de dados.

Por conseguinte, criaram-se três separadores na interface onde é possível optar por verificar as Instruções de Utilização do programa; iniciar a Aquisição; alterar parâmetros de Configuração (para programador apenas) (figuras 3.6, 3.7 e 3.8, respectivamente). Uma vez que esta nova interface tem o objectivo de ser mais intuitiva para o utilizador, criou-se o separador Instruções de Utilização com um breve resumo do que o utilizador tem de efectuar ao longo do processo de aquisição de dados.

O separador “Instruções do Utilizador” faz um breve resumo do protocolo de aquisição de dados que será executado aquando da aquisição dos mesmos. O estabelecimento de um protocolo foi fundamental para a definição da nova interface para seguir esse mesmo protocolo. Desta forma, todas as aquisições serão realizadas da mesma forma e, assim, não havendo uma subjectividade nos dados adquiridos.

O separador “Aquisição” da interface é onde se realiza todo o processo de aquisição dos dados do indivíduo, sendo este o mais relevante. Neste separador o utilizador pode verificar que

se encontra dividido em diferentes áreas: “Dados do Indivíduo”, “Ajuste do Braço Mecânico”, “Gravação de Dados” e “Interpretação Gráfica”, para que este seja mais perceptível e intuitivo para o utilizador.

O separador “Configuração” não é destinado ao utilizador comum da interface, mas sim ao seu programador. Alguns controlos anteriormente inseridos na interface, como o número de ciclos que o *SpastiMed* efectua e a capacidade de iniciar e parar uma aquisição a meio foram removidos e inseridos neste separador para que o utilizador não altere o protocolo estabelecido aquando da aquisição dos dados (figura 3.8 – A).

É de salientar também que a programação em LabVIEW® responsável pela gravação de dados foi implementada no âmbito da presente tese, para posterior análise correcta dos dados.

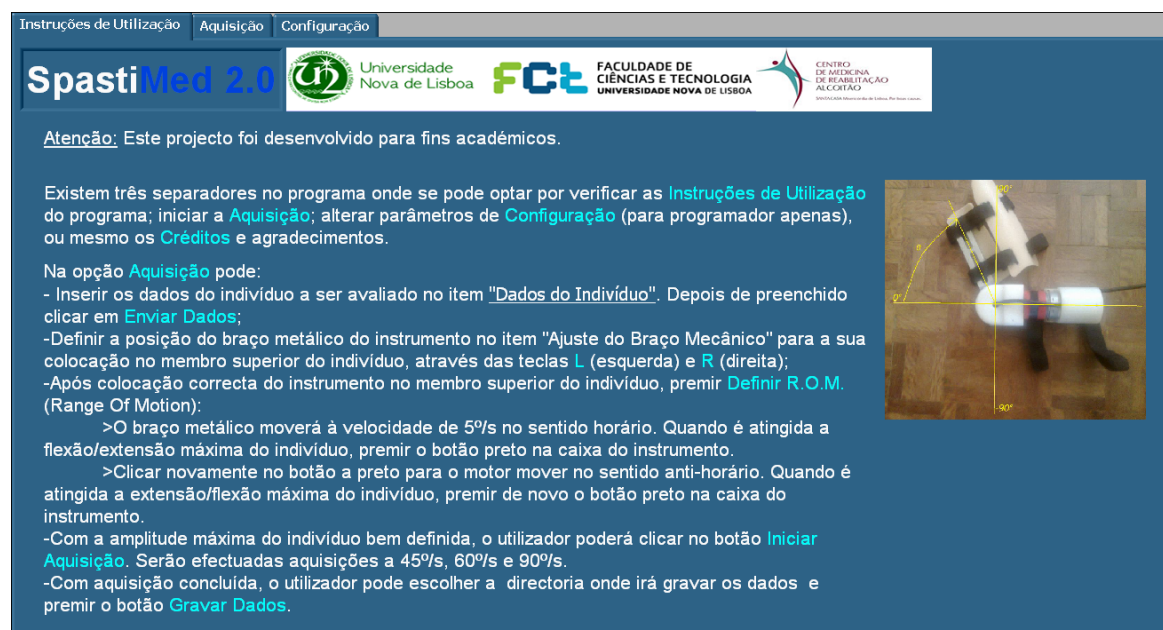


Figura 3.6 – Separador da interface gráfica “Instruções de Utilização”. Neste separador faz-se um resumo do funcionamento do *SpastiMed* e como deve ser manipulado.

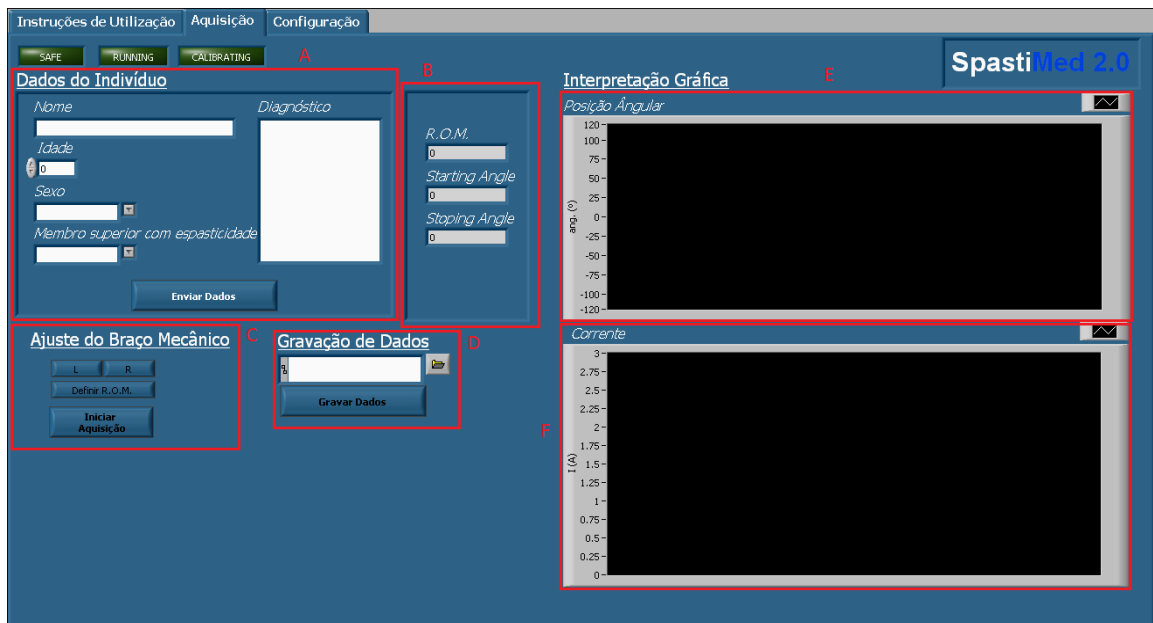


Figura 3.7 – Separador da interface gráfica “Aquisição”. A – Dados do Indivíduo. B – Resultados da definição do *Range of Motion* (ROM). C – Ajuste do Braço Mecânico. D – Gravação dos Dados. E – Gráfico da Posição Angular. F – Gráfico da Corrente consumida.

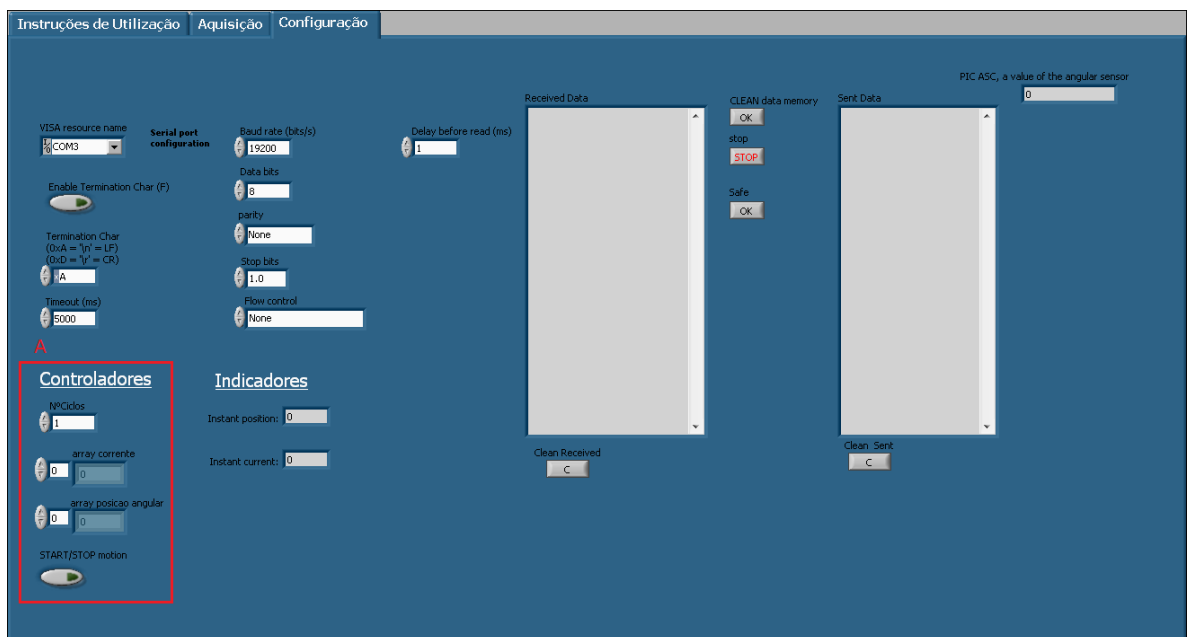


Figura 3.8 – Separador da interface gráfica “Configuração”. Este separador destina-se apenas ao programador da interface. A – Controladores que anteriormente estariam na interface gráfica e poderiam ser manuseados por qualquer utilizador (número de ciclos de botão START/STOP da aquisição).

Toda a configuração da comunicação e a interpretação dos dados recebidos do microcontrolador encontram-se presentes na tese de Valter Pires Fernandes [18].

4. Recolha e Processamento de Dados

4.1. Protocolo de Aquisição de Dados

Após análise extensiva da literatura para um estabelecimento de um protocolo de aquisição de dados, verificou-se que, apesar do protocolo praticado utilizar a AS, a TS deve ser o procedimento a adoptar. Como tal, todo o *SpastiMed* foi mais baseado no conceito da TS.

Assim, o protocolo de aquisição de dados pode dividir-se em 3 fases distintas: uma fase de pré-aquisição de dados, definição do *Range Of Motion* (ROM) e a aquisição de dados em si. Os procedimentos em cada uma das fases estão resumidos na figura 4.1.

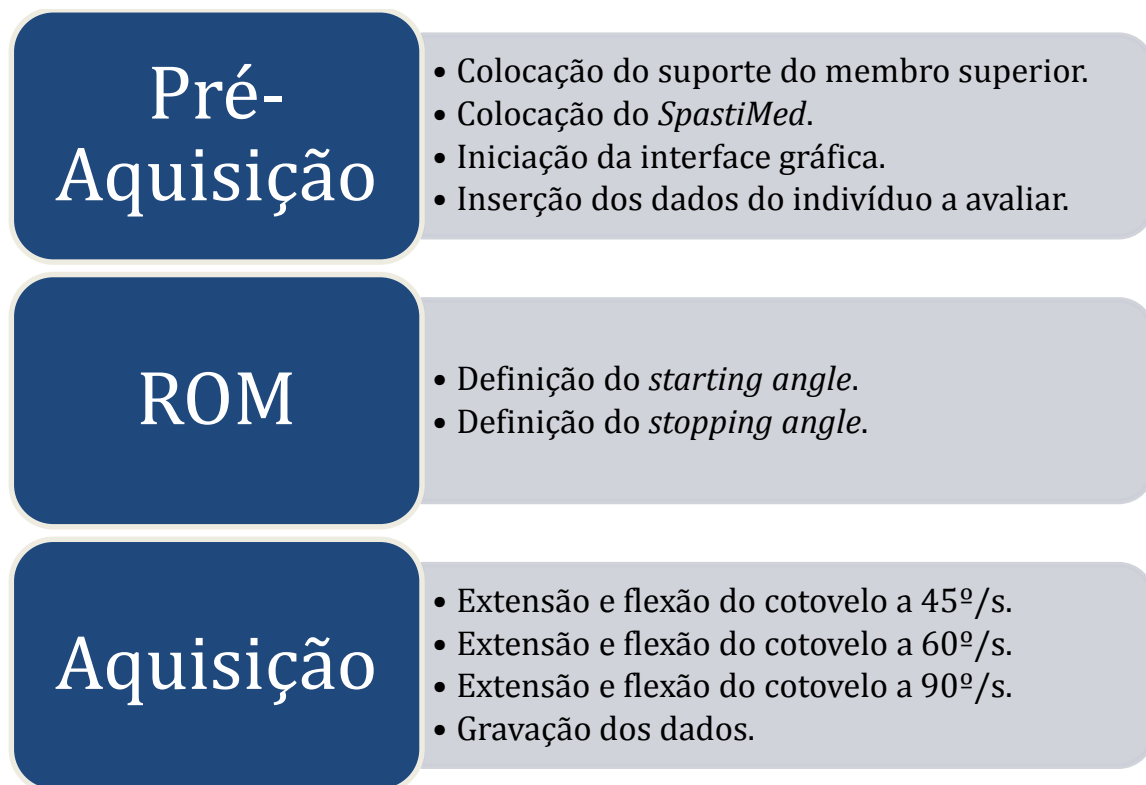


Figura 4.1 – Fases do protocolo de aquisição de dados do *SpastiMed*.

4.1.1. Pré-Aquisição

Nesta fase inicial, o membro superior do indivíduo é colocado num suporte (figura 4.2 – A e B) previamente disponibilizado pelo Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão. A utilização deste suporte deve-se ao facto do *SpastiMed* efectuar o seu movimento num plano horizontal e o peso do membro não pode influenciar a aquisição.

Coloca-se o aparelho no membro superior do indivíduo (figura 4.3), para que a engrenagem cônica maior seja colocada sobre a articulação do cotovelo. Os velcros são apertados no braço e antebraço do indivíduo, para que haja um movimento correcto do braço mecânico e consequentemente o cotovelo do indivíduo efectue o respectivo movimento.

Inicia-se a interface gráfica em LabVIEW® para controlo do braço mecânico, ajustando-o tanto para a esquerda (L), como para a direita (R) no separador “Aquisição” em “Ajuste do Braço Mecânico” (figura 3.5 - C). Desta forma, o braço mecânico desloca-se a uma velocidade de 5°/s para a direcção desejada.

Insere-se os dados do indivíduo em “Dados do Indivíduo” (figura 3.5 - A), que contém os campos “nome”, “idade”, “sexo”, “membro superior com espasticidade” e “diagnóstico”. Depois de preenchidos os campos, prime-se a tecla “Enviar Dados”.

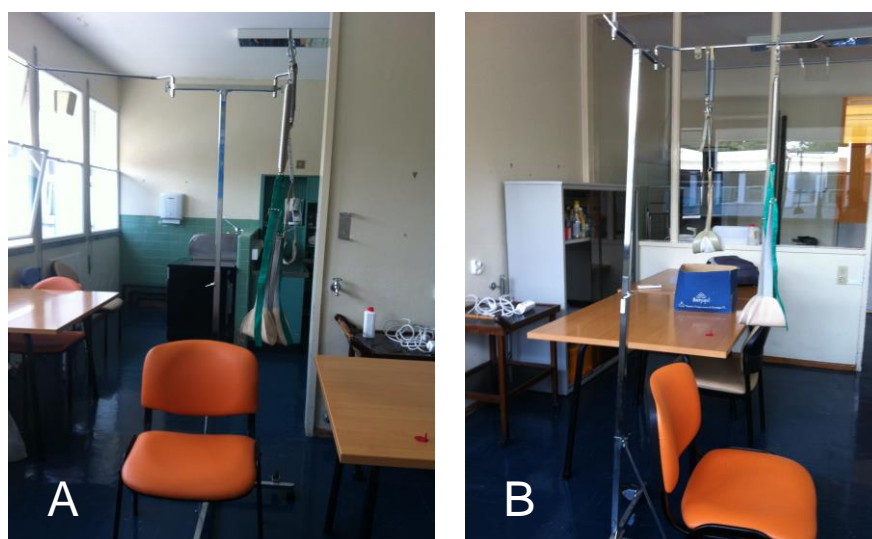


Figura 4.2 – A – Vista frontal do suporte disponibilizado pelo Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão. B – Vista lateral do suporte disponibilizado pelo Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão.



Figura 4.3 – Colocação do *SpastiMed* no braço a ser analisado.

4.1.2. Definição do ROM

Após a colocação correcta do braço mecânico, o utilizador pode passar para a fase seguinte da definição do alcance do movimento. A definição deste alcance é efectuada pelo utilizador, tendo em conta o alcance máximo que o indivíduo pode alcançar sem provocar dor. Nesta fase, o braço mecânico move-se à velocidade de 5°/s. Todas as etapas da definição do alcance são seguidamente descritas:

1. Premir a tecla “Definição do ROM” (figura 3.5 – C).
2. O braço mecânico move-se no sentido horário. Quando é atingida a flexão/extensão máxima do indivíduo, premir o botão preto da caixa do instrumento inserido no topo da caixa onde se encontra a electrónica do *SpastiMed*, para definir o primeiro ângulo, ou *starting angle*.
3. O motor pára o seu movimento. Premir novamente o botão para movimentar o motor no sentido anti-horário.
4. Ao atingir a extensão/flexão máxima do indivíduo, premir novamente o botão da caixa do instrumento, definindo o último ângulo, ou *stopping angle*.

Desta forma a amplitude máxima do indivíduo fica bem definida (ROM), bem como os seus ângulos de extensão e flexão. O *starting angle*, *stopping angle* e o ROM podem ser posteriormente visualizados na figura 3.5 – B.

A fase da definição do ROM termina quando o braço mecânico estiver em posição de flexão do cotovelo, pronto para iniciar a extensão.

4.1.3. Aquisição de Dados

Depois de definir o ROM, o utilizador pode passar para a aquisição dos dados. Todas as etapas da aquisição dos dados são seguidamente descritas:

1. Premir a tecla “Iniciar Aquisição” (figura 3.5 - C). Os sensores iniciam a sua aquisição e gravação de dados.
2. À velocidade de 45°/s, inicia-se a extensão do cotovelo até ao ângulo máximo. O *SpastiMed* pára por um tempo limitado definido no microcontrolador.
3. Inicia-se a flexão até ao ângulo de flexão máxima à mesma velocidade.
4. A uma velocidade de 60°/s, repete-se os passos 3 e 4.
5. A uma velocidade de 90°/s, repete-se novamente os passos 3 e 4.

Todo este procedimento pode ser observado através dos gráficos da interface gráfica (figura 3.5 – E e F), em que se pode visualizar em tempo real a posição angular do *SpastiMed* e a sua corrente consumida ao longo do movimento.

Com aquisição concluída, o utilizador pode escolher a directoria onde irá gravar os dados em “Gravação de Dados” (figura 3.5 – D) e premir o botão “Gravar Dados” para gravação num

ficheiro de texto para posterior análise dos mesmos e terminar a execução da interface gráfica LabVIEW®.

4.2. Algoritmo de Análise de Dados

Os dados recolhidos do *SpastiMed* foram analisados e desenvolvidos em MATLAB®.

Uma vez que os dados em tempo real são adquiridos e gravados através da interface gráfica em LabVIEW® e a sua análise em MATLAB®, a correcta gravação dos dados num ficheiro que seja legível em MATLAB® foi fundamental. Para tal, todos os ficheiros guardados através da interface gráfica são gravados em formato de ficheiro de texto para que a sua leitura, análise e manipulação dos dados fosse exequível em MATLAB® (figura 4.4).

```
Nome: Indivíduo C||Idade: 23|Sexo: Masculino|Membro: Esquerdo|Diagnóstico: Sem patologia.||  
n_corrente  
6039  
n_pos  
6041  
Corrente  
0.009775  
0.009775  
0.009775  
0.009775  
0.009775  
0.009775  
0.009775  
0.009775  
0.009775  
0.004888
```

Figura 4.4 – Exemplo de um ficheiro de texto onde se encontram guardados os dados de aquisição.

Inicialmente, todo o processo de análise dos dados era efectuado de uma forma não automática, em que a segmentação dos dados em áreas de interesse era realizada manualmente, fazendo uma comparação robusta entre os dados recolhidos. As principais áreas de interesse inicialmente foram os movimentos efectuados pelo *SpastiMed* à velocidade de 90°/s, em especial os movimentos de extensão do cotovelo.

Após esta análise, elaborou-se um algoritmo automático para segmentação do sinal e análise da sua área de interesse. O algoritmo está organizado seguinte forma:

1. Abrir o ficheiro de texto com o nome em que foi gravado (figura 4.4).
2. Fazer a sua leitura linha-a-linha e conversão para formato numérico.
3. Guardar os dados do indivíduo em variáveis: o número de pontos de corrente consumida (*n_corrente*), o número de pontos da posição (*n_pos*), os respectivos pontos da corrente consumida (*corrente*) e os respectivos pontos da posição angular (*pos*).
4. Aplicar a função *medfilt1* do *Signal Processing Toolbox* do MATLAB® às variáveis *corrente* e *pos*. Esta função trata-se de um filtro mediano (figura 4.5).

5. Detectar o início do movimento de extensão e flexão do cotovelo a 90°/s através da função *findpeaks* do *Signal Processing Toolbox* do MATLAB®, especificando a distância mínima entre picos e a altura mínima que pico deve possuir de maneira a não serem detectados um diferente número de picos ou picos que não correspondam ao início do movimento (figura 4.6).
6. Detectar o fim do movimento de extensão a 90°/s, através da função *find* do *Signal Processing Toolbox* do MATLAB®, para identificar o último ponto superior a um certo *threshold* (o valor escolhido para este *threshold* foi de 0,5 A, uma vez que no fim do movimento este pico encontra-se entre 0,5A a 1A e a aquisição seguinte registada próxima de 0A) (figura 4.6).
7. Utilizar a função *polyfit* do MATLAB® para gerar uma regressão polinomial de 2º grau dos dados entre o pico inicial e final (figuras 4.7 e 4.8).
8. Calcular o quadrado da diferença entre o sinal original dos dados e a regressão polinomial de 2ºgrau obtida para análise das oscilações do consumo de corrente (esta manipulação dos dados está na variável *subtraccaomod*).
9. Segmentar os dados de *subtraccaomod* em 4, 6 e 8 partes e calcular os seus respectivos integrais (figura 4.9 e 4.10).

Devido às características do sinal da corrente terem a forma de um pico bem evidenciado (corresponde ao início do movimento do braço mecânico), uma forma de parábola posterior a esse pico (corresponde ao movimento do braço mecânico a determinada velocidade) e novamente um pico, porém menos acentuado que o primeiro (corresponde ao término do movimento) (figura 4.6), tentou-se implementar este algoritmo automático de detecção e análise do movimento de extensão a 90°/s do cotovelo ao sinal com estas características.

Foi escolhido o movimento de extensão a 90°/s para análise, uma vez que como a própria definição de espasticidade cita, esta é dependente da velocidade da extensão do movimento passivo efectuado.

Como o que nos interessa avaliar é o aumento do consumo de corrente aquando do movimento, pois com a espasticidade este consumo irá ser maior, calcula-se o quadrado da diferença entre o sinal original dos dados e a regressão polinomial de 2ºgrau para realçar as variações do consumo de corrente.

Os dados da variável *subtraccaomod* numa primeira instância foram divididos em 4 partes e calculados os seus integrais. Uma vez que não se distinguiu nenhum padrão, foram divididos em 6 partes e pela mesma razão em 8 partes. Através desta segmentação pretende-se avaliar algum padrão de aumento do consumo de corrente em locais específicos do movimento, através do cálculo integral destas segmentações.

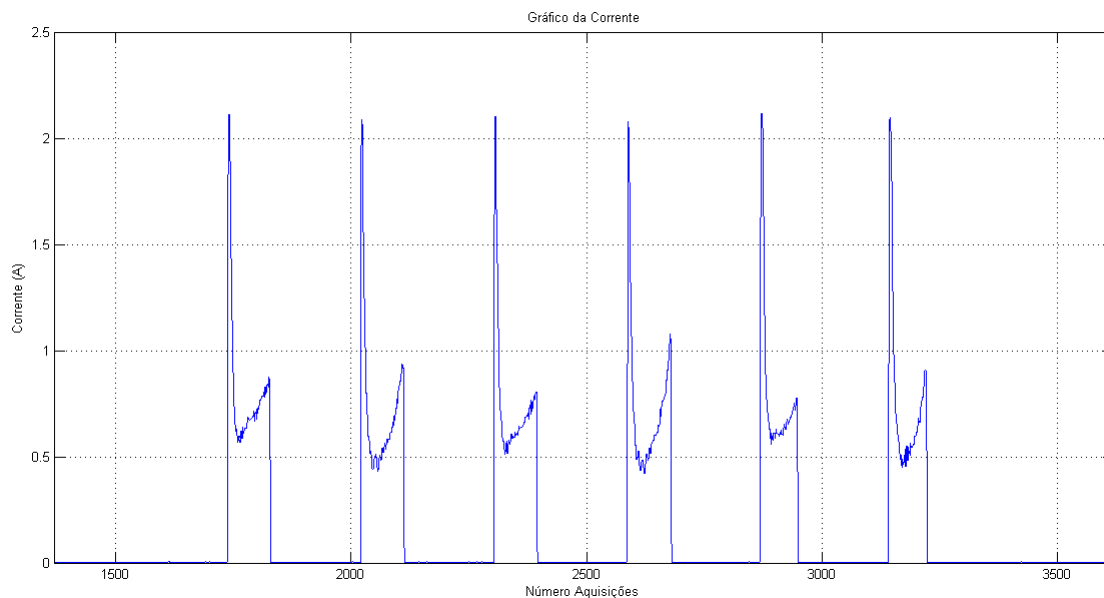


Figura 4.5 – Exemplo da aplicação da função *medfilt1* à variável *corrente*.

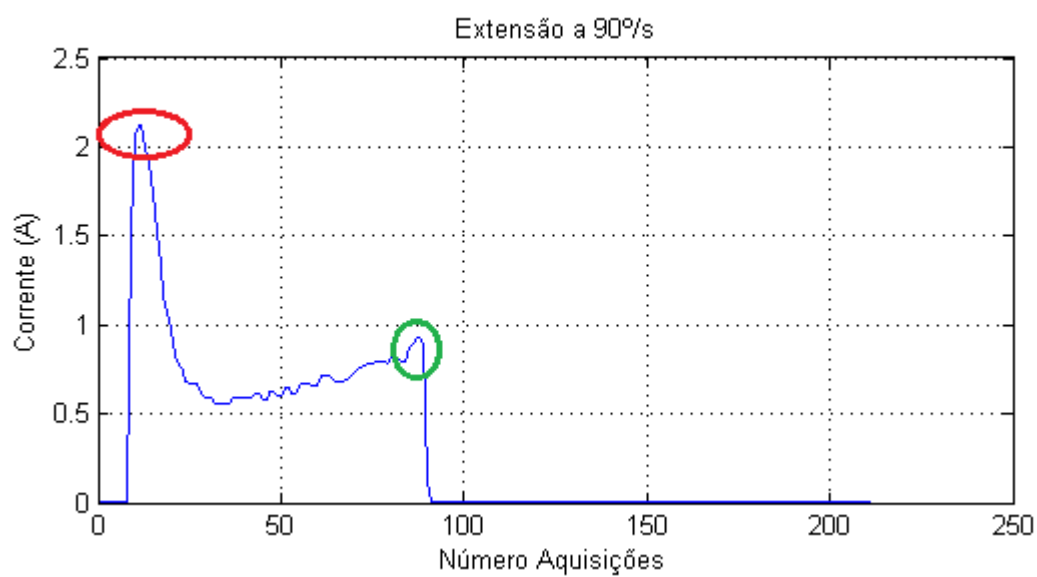


Figura 4.6 – Detecção do pico inicial (vermelho) e final (verde) do movimento de extensão a 90°/s.

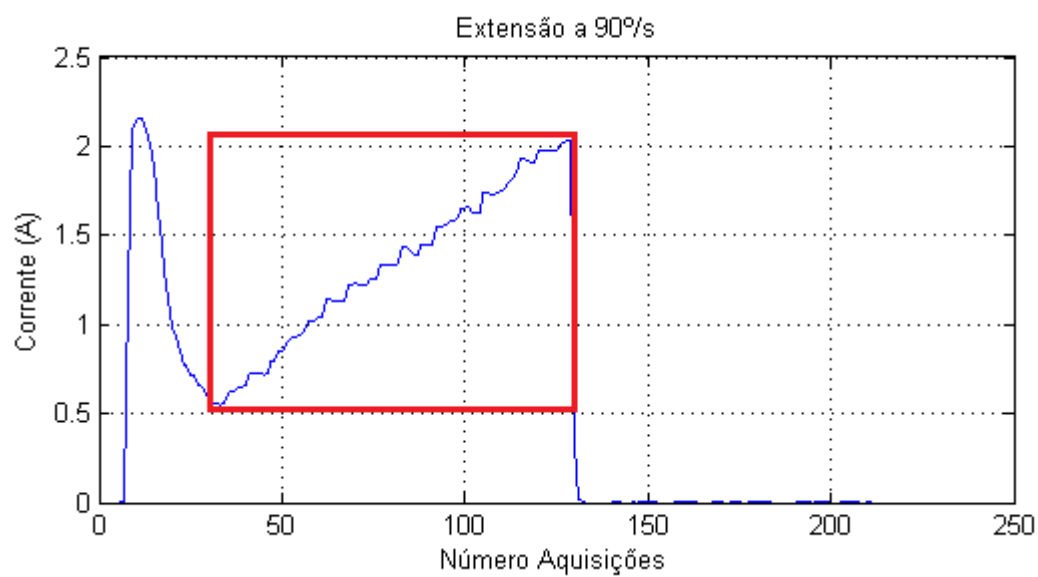


Figura 4.7 – Selecção dos dados a analisar entre o pico inicial e final do movimento de extensão a 90°/s.

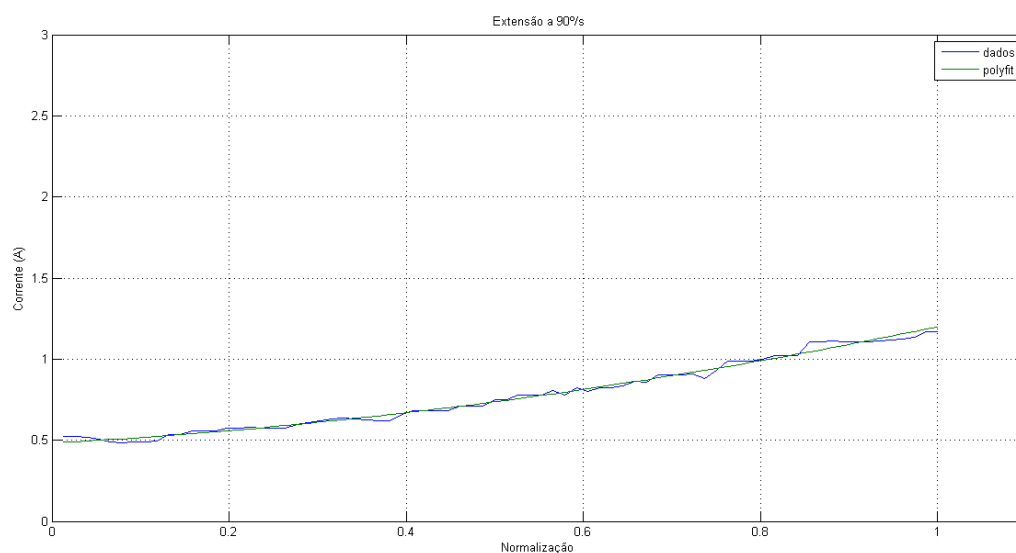


Figura 4.8 – Representação gráfica dos dados da extensão entre o pico inicial e final (azul) e a regressão polinomial de 2º grau (verde).

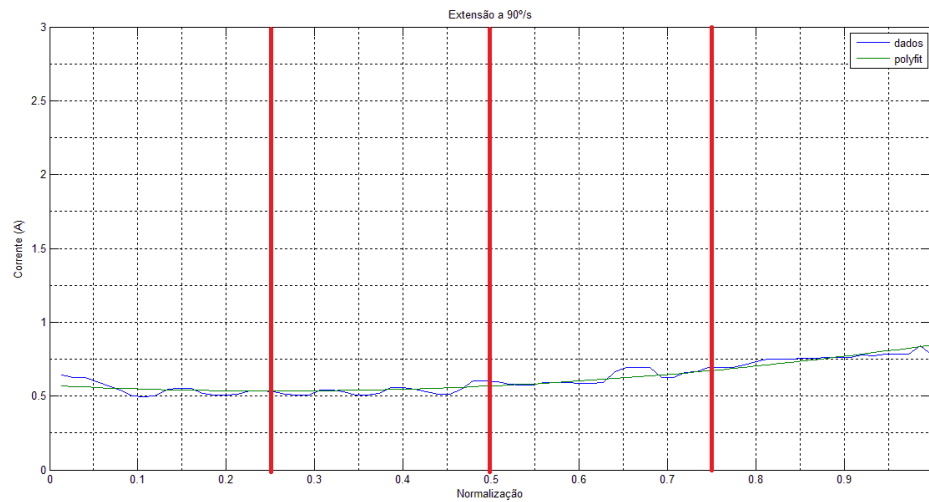


Figura 4.9 – Representação gráfica da segmentação dos dados em 4 partes distintas. De salientar que esta segmentação ainda é a dos dados e da regressão polinomial, não da variável *subtraccaomod*.

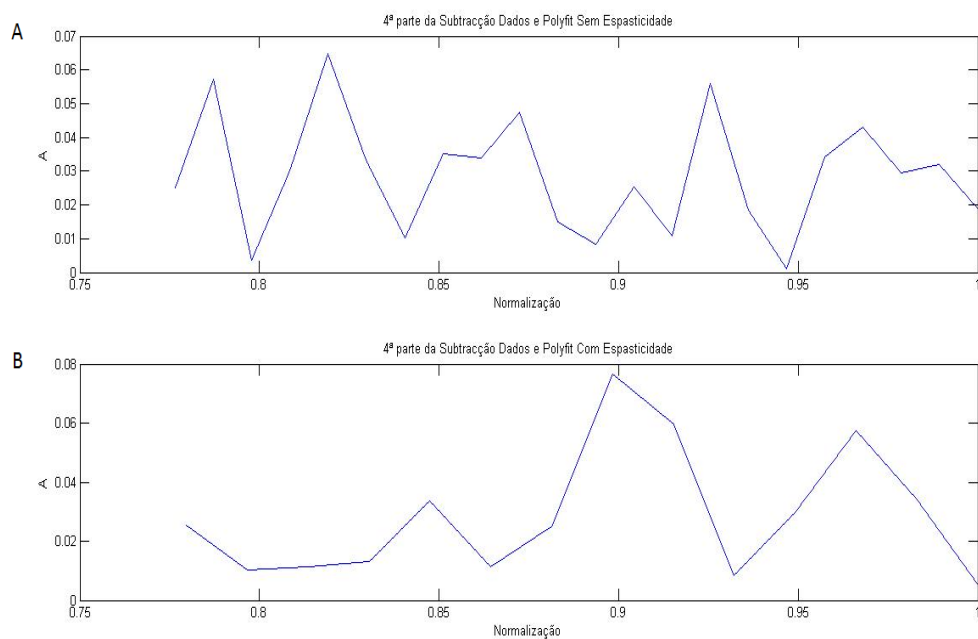


Figura 4.10 – Representação gráfica da variável *subtraccaomod* na 4ª segmentação, em que esta variável foi dividida apenas em 4 partes. A – segmentação num indivíduo sem espasticidade. B – segmentação num indivíduo com espasticidade.

Todas as etapas da elaboração do algoritmo, bem como a linha de código do ficheiro MATLAB® onde se encontram estão resumidas na figura 4.11.

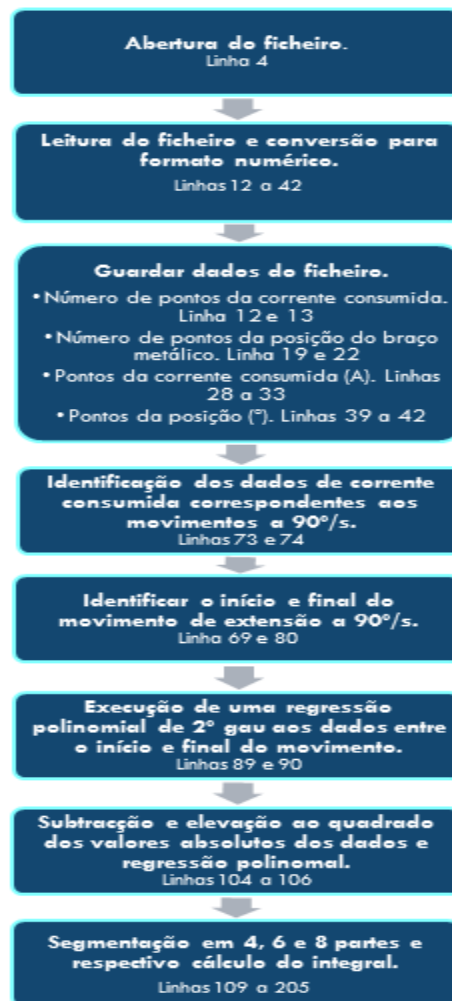


Figura 4.11 – Etapas da elaboração do algoritmo para análise automática dos dados.

De referir que o código do ficheiro de MATLAB® encontra-se em anexo no apêndice A.

5. Apresentação e Discussão de Resultados

De forma a comprovar o correcto funcionamento do *SpastiMed*, foram realizadas diversas aquisições em indivíduos com e sem patologia associada, verificando o seu desempenho em contexto clínico.

Ao todo, foram realizadas aquisições a 6 indivíduos sem patologia associada e a 13 indivíduos com espasticidade. Porém, apenas foram analisados os dados de 3 indivíduos sem patologia, uma vez que os restantes 3 realizaram aquisições numa fase precoce de desenvolvimento do algoritmo de aquisição e gravação de dados e também pela detecção de algumas anomalias do aparelho que foram posteriormente corrigidas.

Relativamente aos indivíduos que apresentam espasticidade, apenas as aquisições de 12 dos 13 foram analisadas, uma vez que um dos indivíduos efectuou resistência voluntária ao movimento, perceptível na visualização do gráfico em tempo real pela interface do aparelho.

Dos indivíduos sem patologia associada 2 são do sexo feminino e 1 do sexo masculino. As suas idades variam entre os 23 e os 25 anos. Dos indivíduos com espasticidade 8 são do sexo feminino e 4 do sexo masculino. As suas idades variam entre os 35 e os 69 anos (tabela 5.1).

As aquisições em indivíduos que não apresentam espasticidade foram realizadas na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova sem o suporte para o membro superior, porém improvisando um pequeno apoio para o mesmo. As aquisições em indivíduos com espasticidade foram sempre realizadas no Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão com o suporte fornecido e com o consentimento de todos os sujeitos da amostra (figura 4.1).

As primeiras aquisições ainda em indivíduos sem patologia associada revelaram um problema no método de fixação do braço mecânico através de velcros. Este método é um pouco limitado, principalmente em indivíduos do sexo masculino, uma vez que o diâmetro do membro é geralmente maior. Este problema apesar de minimizado no desenvolvimento do projecto, ainda apresenta algumas limitações.

A cada indivíduo que apresenta espasticidade foram efectuadas pelo menos 2 aquisições ao membro superior afectado, recolhendo assim o máximo de aquisições para posterior análise. Os indivíduos apresentam espasticidade entre nível 1 a 3 na AS.

A avaliação da espasticidade no Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão é feita através da utilização da escala AS, porém aquando da recolha de informações das avaliações em contexto clínico dos indivíduos verificaram-se valores intermédios inexistentes desta escala, revelando a falta de protocolos de avaliação e a ambiguidade ao aplicar esta metodologia.

Também se constatou a subjectividade em que são avaliados os indivíduos, havendo a realização do teste de *Ashworth* ao mesmo indivíduo em ocasiões diferentes e com pontuações diferentes. Como tal, a pontuação atribuída será a mesma utilizada no Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão, mesmo com a sua ambiguidade quanto à pontuação. Estão resumidos na tabela 5.1 todos os indivíduos que participaram na aquisição e respectiva pontuação.

O protocolo de aquisição de dados foi efectuado sempre com sucesso, tendo sido adquiridos os dados, visualizados em tempo real na interface gráfica e guardados com sucesso.

As denominações dos 3 indivíduos que não apresentam patologia associada serão: Indivíduo A, indivíduo B e indivíduo C, respectivamente e as denominações dos 12 indivíduos que apresentam espasticidade serão: Indivíduo 1, indivíduo 2, indivíduo 3, assim sucessivamente.

Tabela 5.1 – Tabela-resumo dos indivíduos que participaram na aquisição e respectivo nível de espasticidade em pontuação da AS.

<i>Indivíduo</i>	<i>Sexo</i>	<i>Idade</i>	<i>Nível de Espasticidade (escala AS)</i>	<i>Número de Aquisições Analisadas</i>
<i>A</i>	Feminino	24	Não medido.	1
<i>B</i>	Feminino	25	Não medido.	1
<i>C</i>	Masculino	23	Não medido.	1
<i>1</i>	Feminino	35	1	3
<i>2</i>	Feminino	49	1+	3
<i>3</i>	Feminino	78	1	3
<i>4</i>	Feminino	60	1	3
<i>5</i>	Masculino	48	2+,3	2
<i>6</i>	Masculino	69	3	2
<i>7</i>	Feminino	65	2+	3
<i>8</i>	Feminino	60	3	3
<i>9</i>	Masculino	63	2	3
<i>10</i>	Masculino	62	2+	2
<i>11</i>	Feminino	65	2+	3
<i>12</i>	Feminino	39	2	3

5.1. Sinal Total da Corrente Consumida

Seguidamente analisa-se o sinal total da corrente consumida durante a aquisição. Podemos constatar exemplos deste sinal num indivíduo sem patologia associada (figura 5.1) e noutro com espasticidade (figura 5.2).

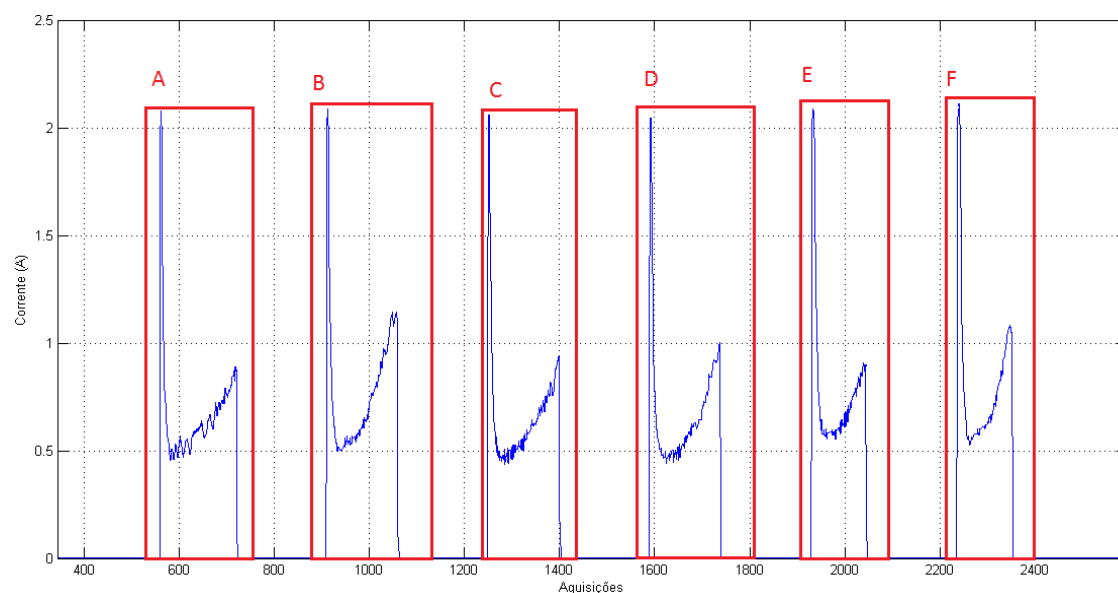


Figura 5.1 – Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito sem patologia associada A em função do número de aquisições. A – Extensão a 45°/s. B – Flexão a 45°/s. C – Extensão a 60°/s. D – Flexão a 60°/s. E – Extensão a 90°/s. F – Flexão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

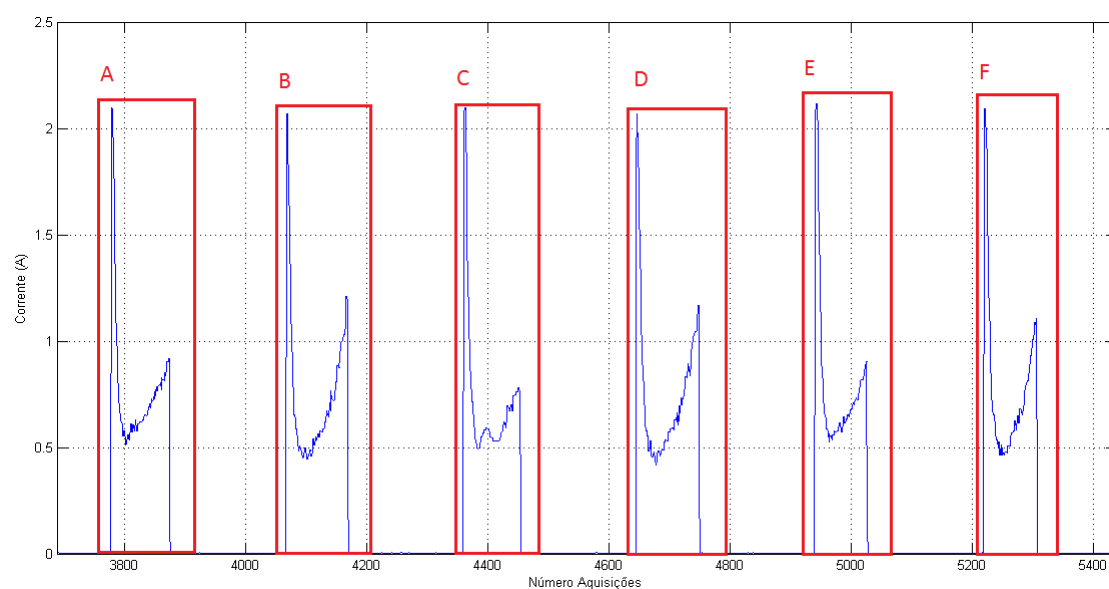


Figura 5.2 – Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito com espasticidade 1 (3) em função do número de aquisições. A – Extensão a 45°/s. B – Flexão a 45°/s. C – Extensão a 60°/s. D – Flexão a 60°/s. E – Extensão a 90°/s. F – Flexão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

No que diz respeito à leitura dos dados, foi bem-sucedida em todas as aquisições guardadas. De salientar que os pontos do consumo de energia durante o ajuste do braço mecânico no indivíduo na fase de pré-aquisição e até mesmo na definição do ROM não constam das representações gráficas (figura 5.1 e figura 5.2 e apêndice A).

Os sinais obtidos (figura 5.1 e figura 5.2) são similares aos resultados obtidos no âmbito da tese de Valter Fernandes. Os sinais indicam que quando o *SpastiMed* inicia o seu movimento há um consumo de corrente bastante acentuado, resultando um pico inicial que não altera significativamente o seu valor quando a velocidade do movimento aumenta. Também se verifica um aumento no consumo de corrente do aparelho ao finalizar o seu movimento.

Outra conclusão importante somente da observação de toda a aquisição foi a constatação de que em indivíduos sem patologia associada, tanto os movimentos de flexão e extensão aparentam ter número de aquisição semelhantes. Enquanto os indivíduos com espasticidade e em especial os de maior nível, ao oferecerem maior resistência ao movimento passivo, por vezes o número de aquisições por movimento é superior aos dos indivíduos sem patologia e, inclusivamente, entre os seus próprios movimentos de extensão e flexão existem diferenças a este nível.

Outra constatação ao analisar o sinal total da corrente consumida é o facto de que entre o início e o final dos movimentos, quanto maior o nível de espasticidade, maior o consumo de corrente. Este aumento pode ser constante ao longo de todo o movimento e/ou em zonas pontuais do mesmo.

Todos estes factos podem ser analisados através das representações gráficas de todas as aquisições presentes no apêndice B.

5.2. Sinal de Corrente Consumida nos Movimentos a 90°/s

Posteriormente, analisa-se somente os movimentos de extensão e flexão a 90°/s da corrente consumida. Podemos constatar exemplos deste sinal num indivíduo sem patologia associada (figura 5.3) e noutro com espasticidade (figura 5.4).

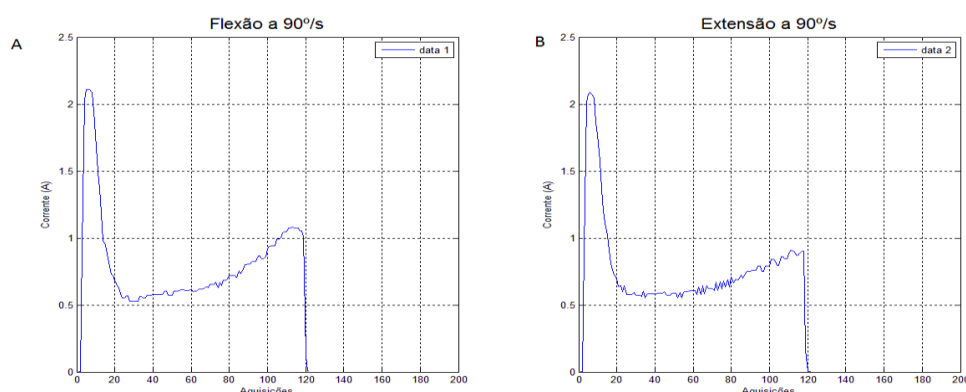


Figura 5.3 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) no indivíduo sem patologia A. A – Flexão a 90°/s. B – Extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. De notar que o que está representado é o número de aquisições que este movimento tem, não o seu número real durante toda a aquisição.

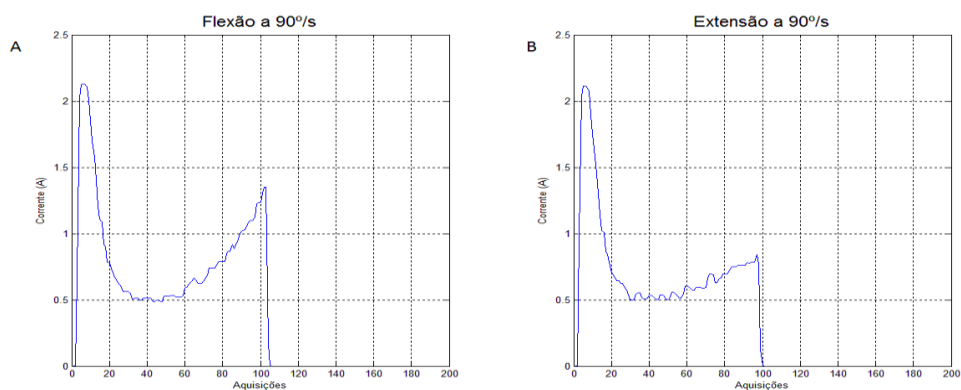


Figura 5.4 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do sujeito com espasticidade 3 (1). A – Flexão a 90°/s. B – Extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. De notar que o que está representado é o número de aquisições que este movimento tem, não o seu número real durante toda a aquisição.

Ao analisar apenas as movimentações à velocidade maior (figura 5.3 e figura 5.4), pode-se constatar que a sua forma é novamente similar.

Porém, verificou-se que em alguns indivíduos com espasticidade, principalmente espasticidade mais elevada, revelaram maior resistência ao movimento de extensão, do que no movimento de flexão, havendo um maior consumo de corrente por parte do braço mecânico e também maior número de aquisições desde o início ao final do movimento (figura 5.5).

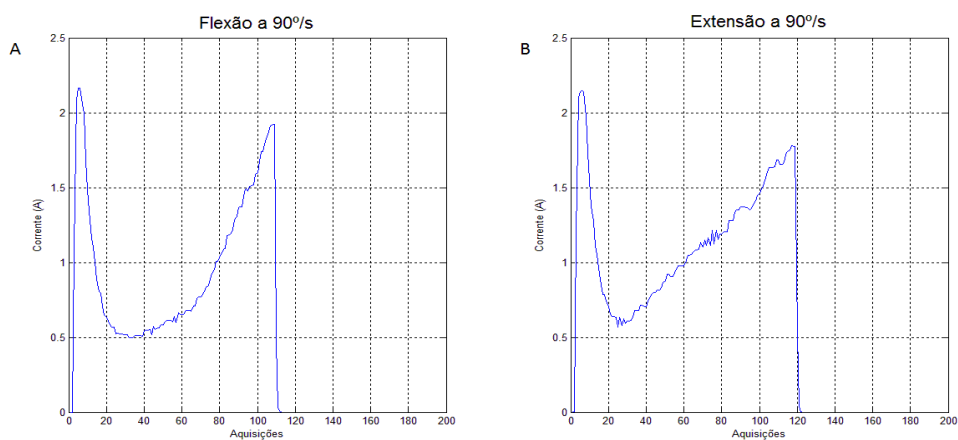


Figura 5.5 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no sujeito com espasticidade 9 (2). A – Flexão a 90°/s. B – Extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. De notar que o que está representado é o número de aquisições que este movimento tem, não o seu número real durante toda a aquisição.

Houve dois indivíduos com níveis de espasticidade mais elevados (indivíduos 7 e 8) que não completavam um dos movimentos (extensão ou flexão).

No caso do indivíduo 7 pode-se verificar pelas representações gráficas que não completa a flexão e como tal durante a aquisição foi auxiliado para que o *SpastiMed* pudesse percorrer todo o seu ROM (figura 5.6).

O mesmo sucedeu para o indivíduo 8 que teve de ser auxiliado tanto na flexão, como na extensão. Nestes casos verifica-se claramente o excesso de consumo de corrente, indicando a resistência passiva ao movimento, bem como um número maior de aquisições (figura 5.7).

Uma vez que o iremos analisar a extensão a 90°/s e como o indivíduo 8 apresenta este *catch*, este não será tido em conta na posterior análise de segmentação e cálculo integral.

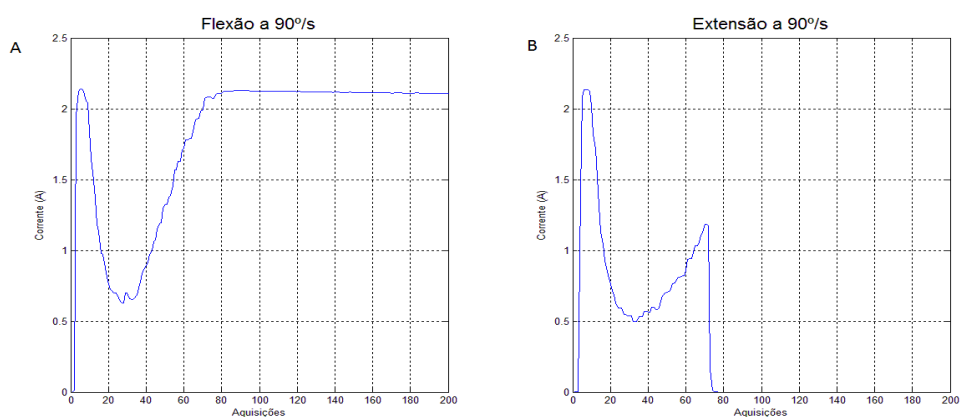


Figura 5.6 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no sujeito com espasticidade 7 (3). A – Flexão a 90°/s. B – Extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. De notar que o que está representado é o número de aquisições que este movimento tem, não o seu número real durante toda a aquisição.

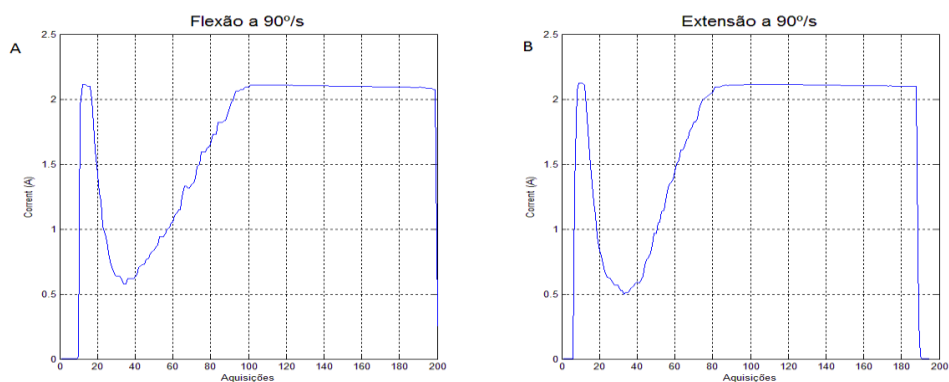


Figura 5.7 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no sujeito com espasticidade 8 (2). A – Flexão a 90°/s. B – Extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100. De notar que o que está representado é o número de aquisições que este movimento tem, não o seu número real durante toda a aquisição.

Todos estes factos podem ser analisados através das representações gráficas de todas as aquisições presentes no apêndice C.

5.3. Regressão Polinomial de 2º Grau na Extensão a 90º/s

Uma vez bem definido o sinal do consumo de corrente no movimento de extensão a 90º/s, analisou-se as suas diferenças a uma regressão polinomial de 2º grau dos dados. Para tal, seleccionou-se os dados entre o pico inicial e final do movimento, como demonstra a figura 5.8, em que a função a verde trata-se da regressão polinomial e a azul os dados entre os picos.

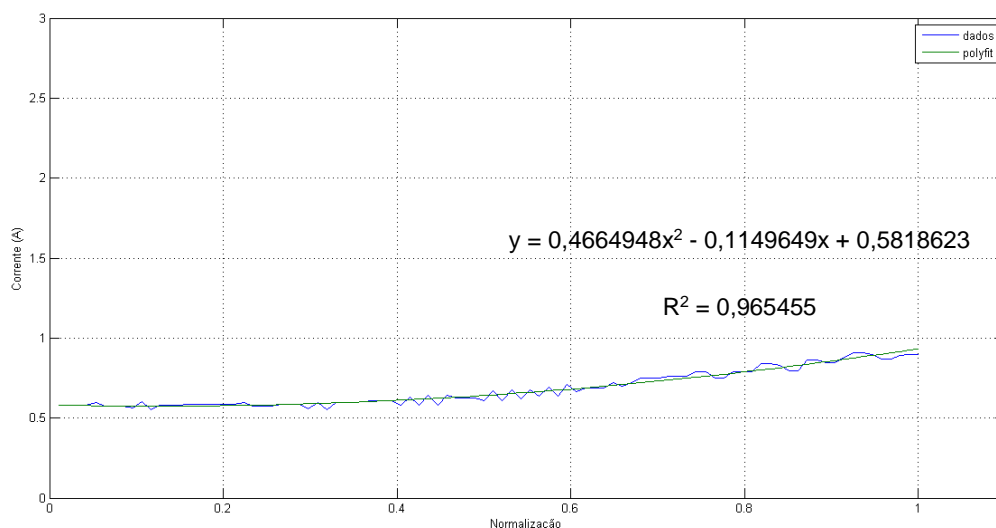


Figura 5.8 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) no movimento de extensão a 90º/s adquirido na aquisição do sujeito sem patologia A (a azul) e do polinómio de 2º grau obtido (a verde).

Ambos os dados estão normalizados.

A função escolhida para gerar a regressão adequa-se perfeitamente aos dados pelo valor de R^2 (apêndice D) e como tal foi o método de análise escolhido.

Em todas as aquisições, esta regressão tem uma forte correlação com os dados, salvo algumas exceções. Os indivíduos 9 e 10 revelaram em algumas das suas aquisições um $R^2 < 0,90$ (figuras 5.9 e 5.10). Especificamente, a segunda e terceira aquisições do indivíduo 9 e a segunda aquisição do indivíduo 10.

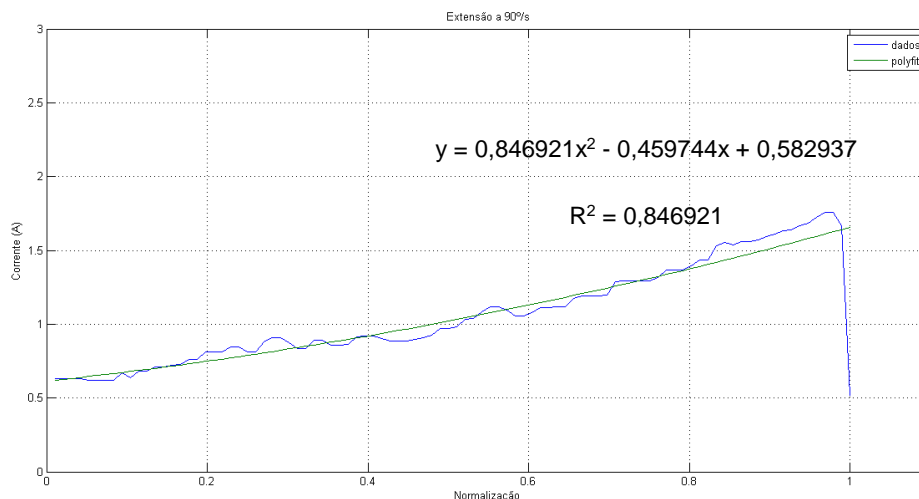


Figura 5.9 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no movimento de extensão a 90°/s adquirido na aquisição do sujeito 9 (3) (a azul) e do polinômio de 2º grau obtido (a verde). Ambos os dados estão normalizados.

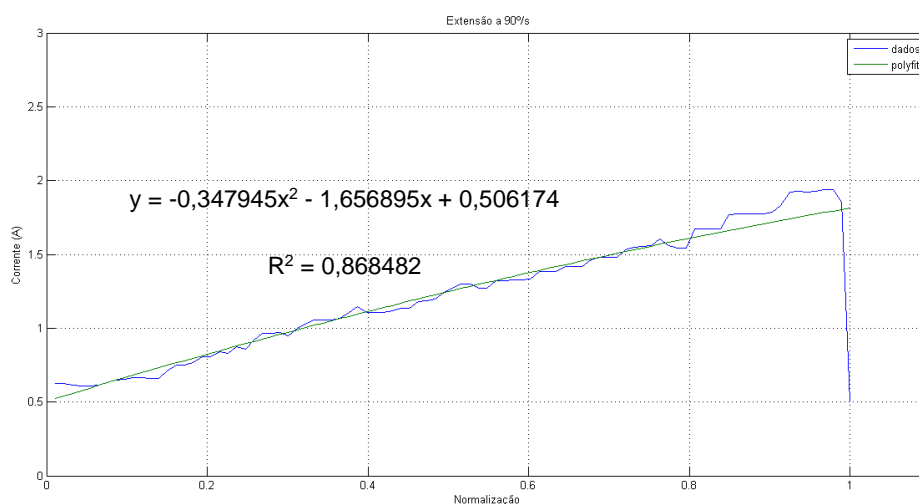


Figura 5.10 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no movimento de extensão a 90°/s adquirido na aquisição do sujeito 10 (2) (a azul) e do polinômio de 2º grau obtido (a verde). Ambos os dados estão normalizados.

Uma vez que nestes 2 indivíduos o algoritmo de análise automática não identificou claramente o último pico correspondente ao final do movimento nas aquisições referidas anteriormente, procedeu-se à sua análise manual, revelando melhores resultados. A posterior segmentação e cálculo integral baseou-se nesta análise manual. Temos um exemplo deste procedimento para o mesmo indivíduo da figura 5.9 em que se pode constatar a melhoria do R^2 da regressão polinomial (figura 5.11).

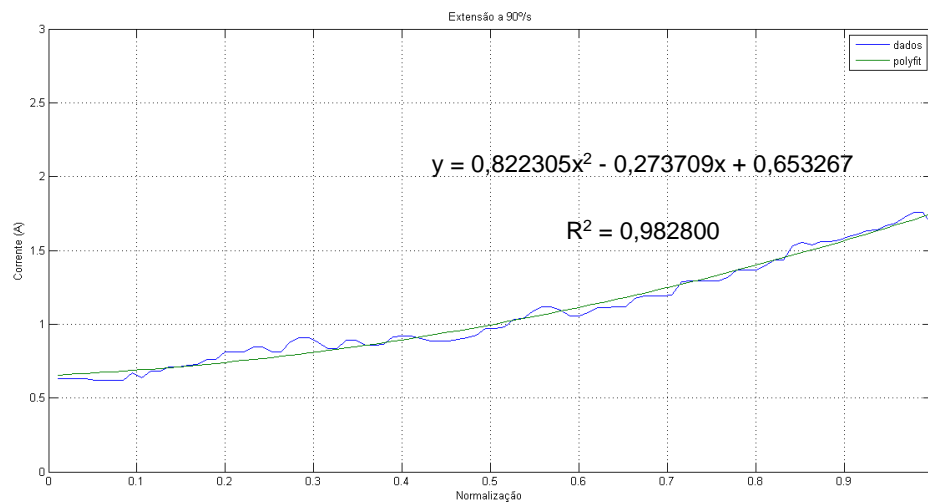


Figura 5.11 - Representação do sinal do consumo de corrente (A) no movimento de extensão a 90°/s adquirido na aquisição do sujeito 9 (3) (a azul) e do polinômio de 2º grau (a verde) obtido manualmente. Ambos os dados estão normalizados.

Apesar desta análise, não se distingue nenhum padrão entre os sujeitos que distinga os sujeitos sem patologia e com diversos graus de espasticidade através dos coeficientes polinomiais obtidos.

Pode-se verificar tanto os coeficientes das regressões polinomiais de 2º grau, como o respectivo R^2 no apêndice D.

5.4. Segmentação

Posteriormente, segmenta-se os dados previamente seleccionados entre o pico inicial e final do movimento, subtrai-se esses mesmos dados à regressão polinomial e através do quadrado dessa subtracção segmenta-se os dados em 8 partes e calcula-se todos os integrais através do algoritmo anteriormente descrito para distinguir algum padrão entre indivíduos sem patologia, com espasticidade e até mesmo entre os diferentes níveis de espasticidade.

O que se pretende com este algoritmo é analisar as variações do consumo de corrente pontual, características da espasticidade.

Através da análise dos valores dos integrais por si só não se distinguiu nenhum padrão que permitisse identificar claramente as diferenças entre indivíduos sem patologia e com diferentes graus de espasticidade. Também com os quocientes entre integrais sucessivos para verificar se se registou um aumento ou diminuição do integral para distinguir algum padrão numa determinada zona dos dados não se revelaram eficazes para uma correcta análise da espasticidade. Todos os integrais e quocientes estão presentes no apêndice E.

Calculando as médias dos integrais das diversas aquisições de cada indivíduo com espasticidade e a média dos indivíduos sem patologia, tenta-se novamente distinguir algum tipo de padrão ao longo dos diversos integrais, porém novamente sem sucesso. Pode-se analisar a média dos 8 integrais calculados nas figuras 5.12 a 5.19 em que os níveis de espasticidade estão apresentados por ordem crescente.

Na 1ª segmentação existe um integral maior para o indivíduo que apresenta maior nível de espasticidade da amostra (figura 5.12).

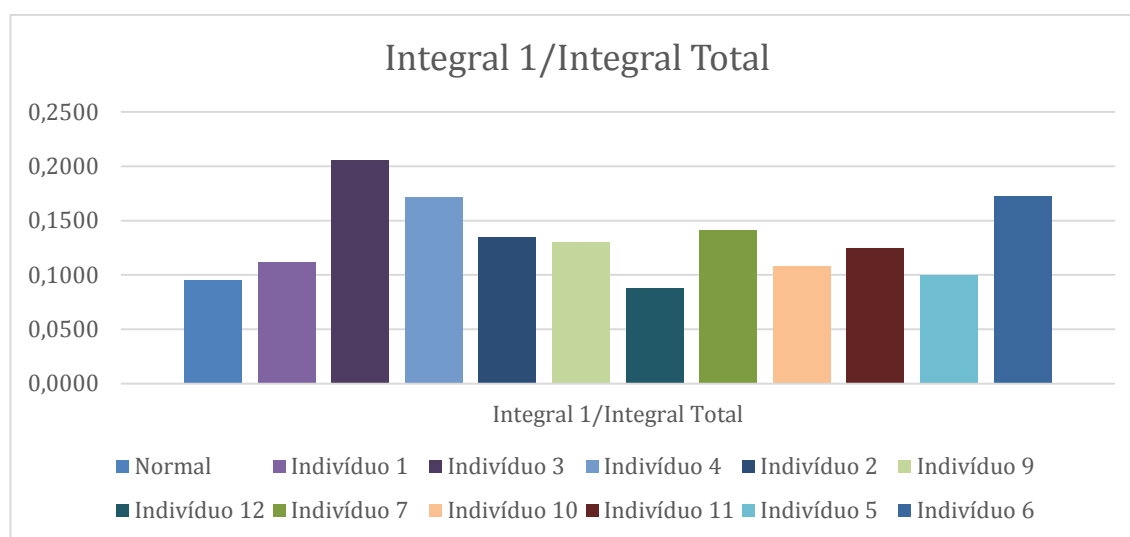


Figura 5.12 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 1ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.

Na 2ª segmentação regista-se maiores integrais para a maioria dos indivíduos com espasticidade (figura 5.13).

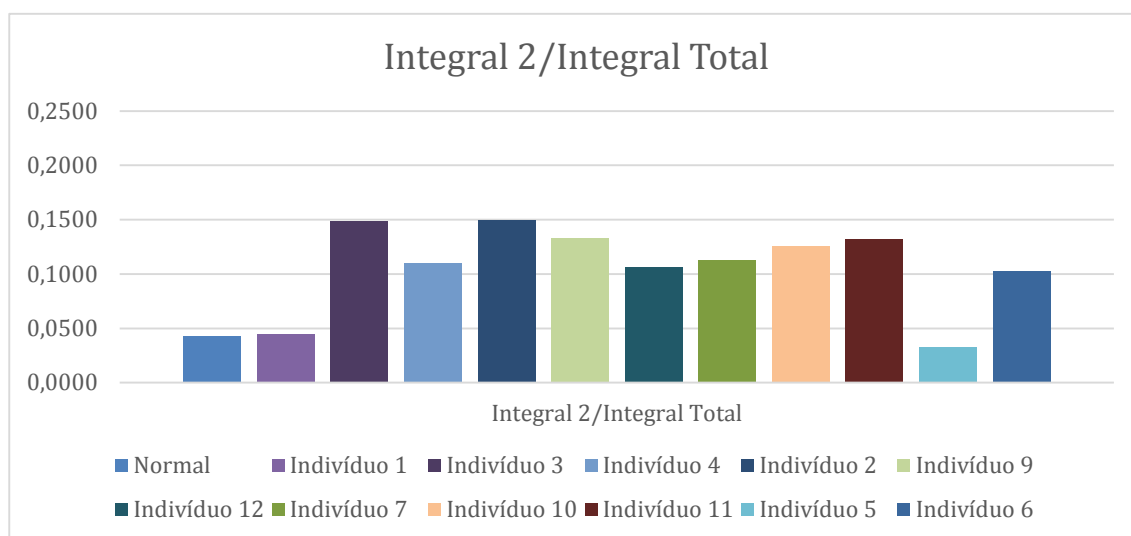


Figura 5.13 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 2ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.

Na 3ª segmentação verifica-se novamente maiores integrais para alguns dos indivíduos com maior nível de espasticidade (figura 5.14).

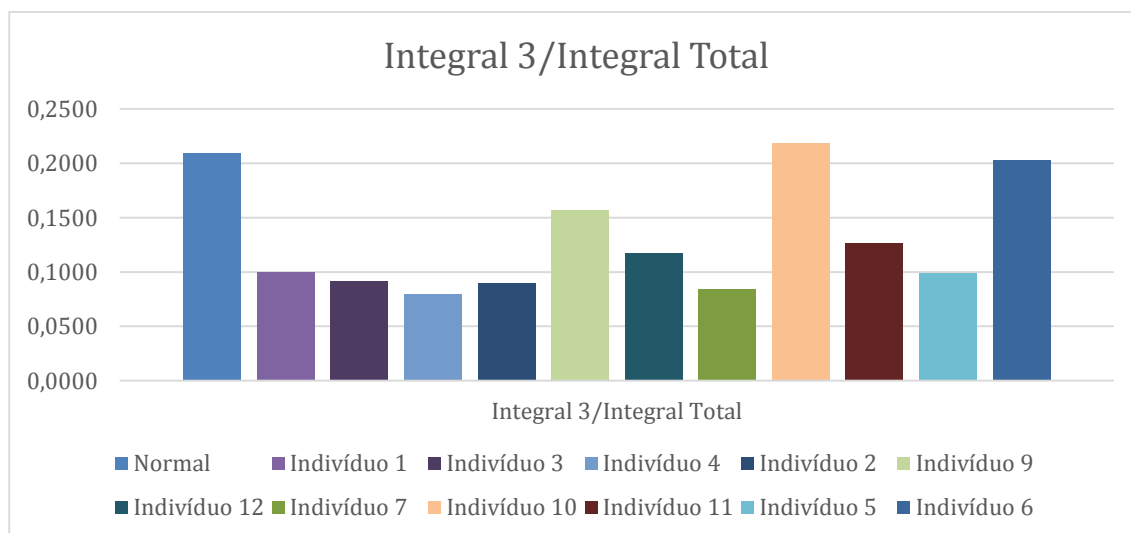


Figura 5.14 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 3ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.

Na 4ª segmentação verifica-se novamente maiores integrais para alguns dos indivíduos com maior nível de espasticidade, porém menores que o integral anterior (figura 5.15).

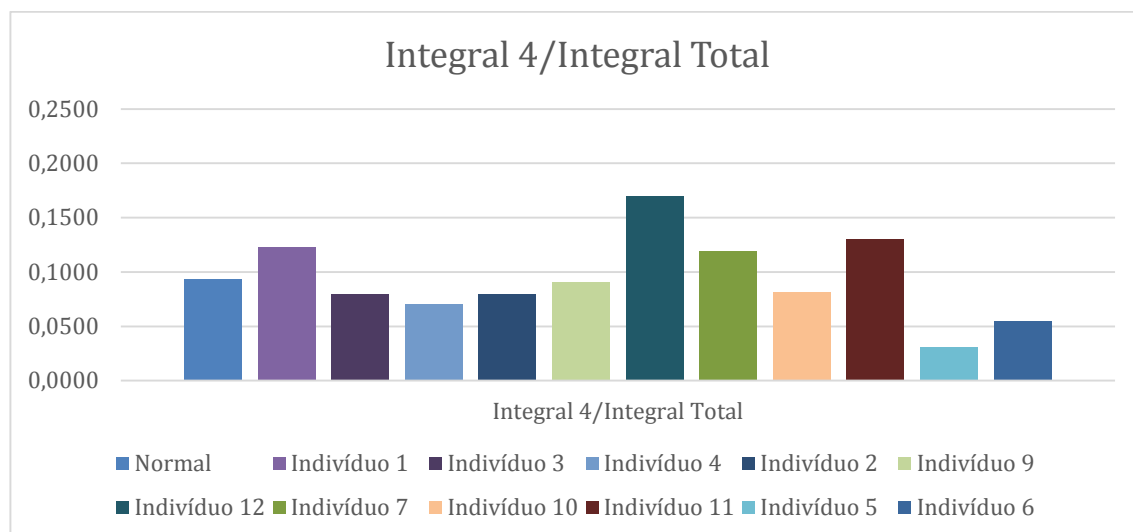


Figura 5.15 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 4ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.

Na 5ª segmentação os valores dos integrais não apresentam grandes conclusões para a avaliação da espasticidade, havendo inclusivamente um aumento do integral na média dos indivíduos sem patologia (figura 5.16).

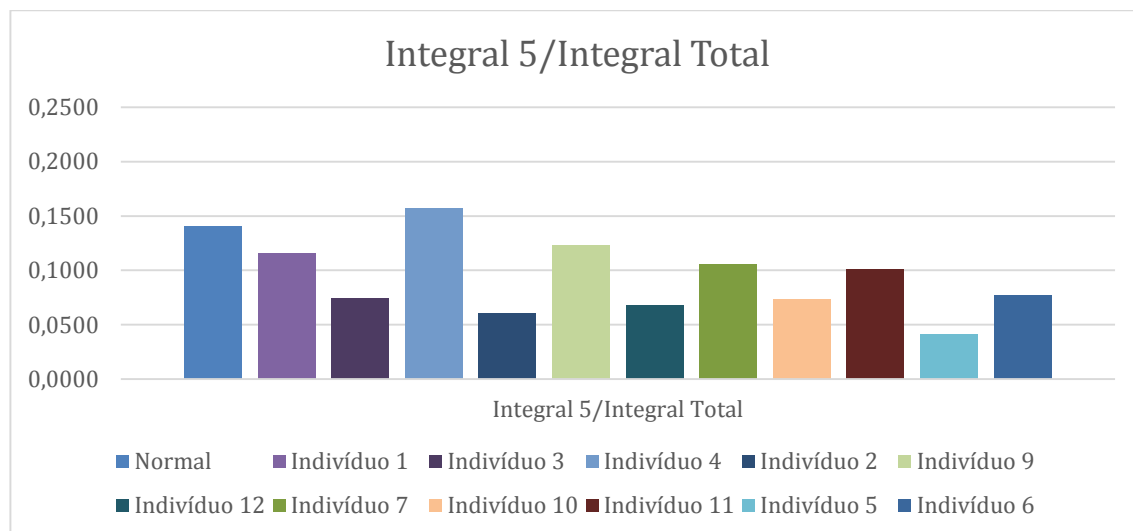


Figura 5.16 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 5ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.

Na 6ª segmentação registam-se alguns aumentos dos integrais em indivíduos com espasticidade e a diminuição da média do integral dos sujeitos sem patologia (figura 5.17).

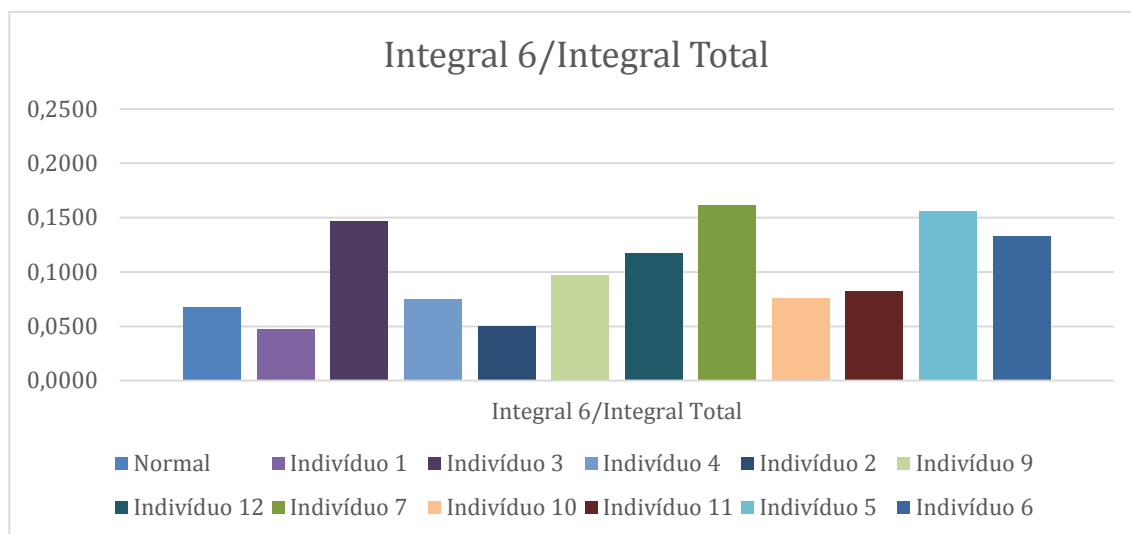


Figura 5.17 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 6ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.

Na 7ª segmentação regista-se novamente uma subida da média do integral dos sujeitos sem patologia (figura 5.18).

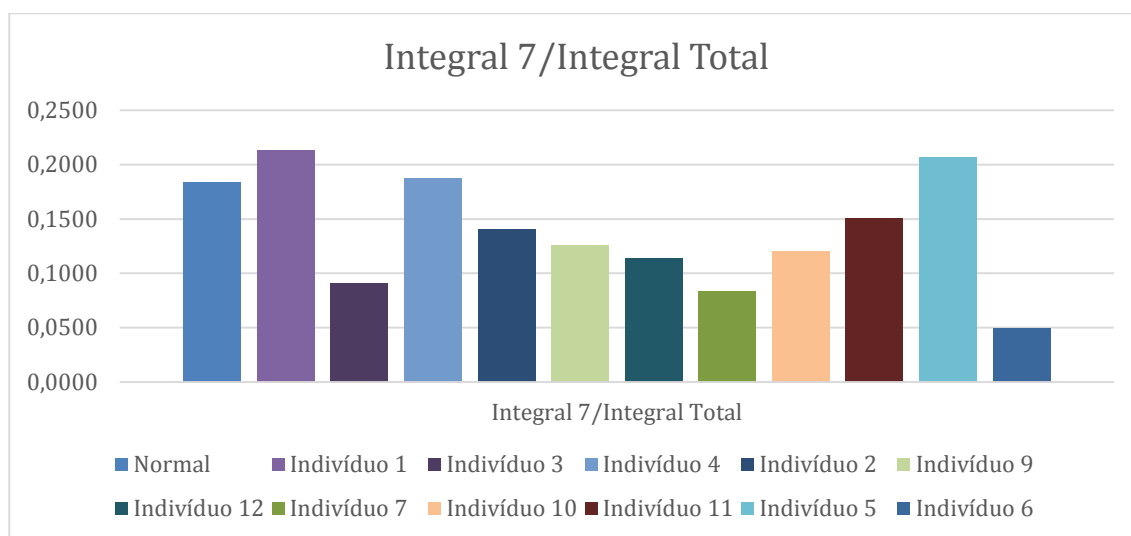


Figura 5.18 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 7ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.

Na 8ª segmentação regista-se nova diminuição da média do integral dos sujeitos sem patologia (figura 5.19).

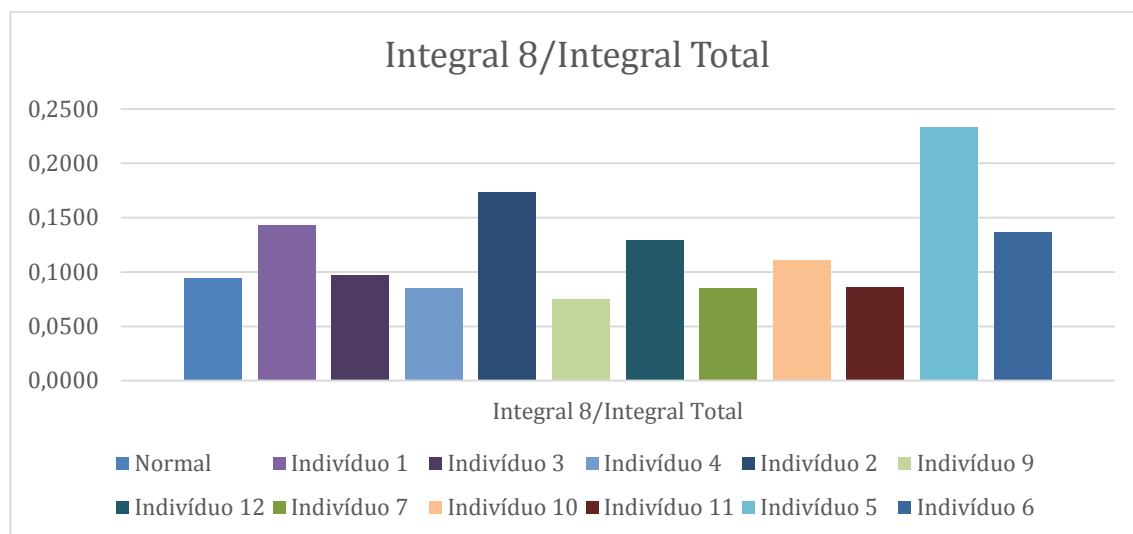


Figura 5.19 – Representação em gráfico de barras da média do cálculo do integral da 8ª segmentação dos dados divididos pelo seu integral total. De notar que a primeira barra trata-se da média dos indivíduos sem patologia e as restantes por ordem crescente do grau de espasticidade.

Através desta análise de dados, não é possível distinguir nenhum padrão claro entre os mesmos.

Analisa-se a tendência da contribuição de cada integral ao longo das segmentações efectuadas na figura 5.21. Pode-se constatar que apesar do seu comportamento não ser sempre igual para todos os casos, a grande maioria evidencia um comportamento sempre semelhante ao longo destes integrais, revelando assim visualmente um padrão.

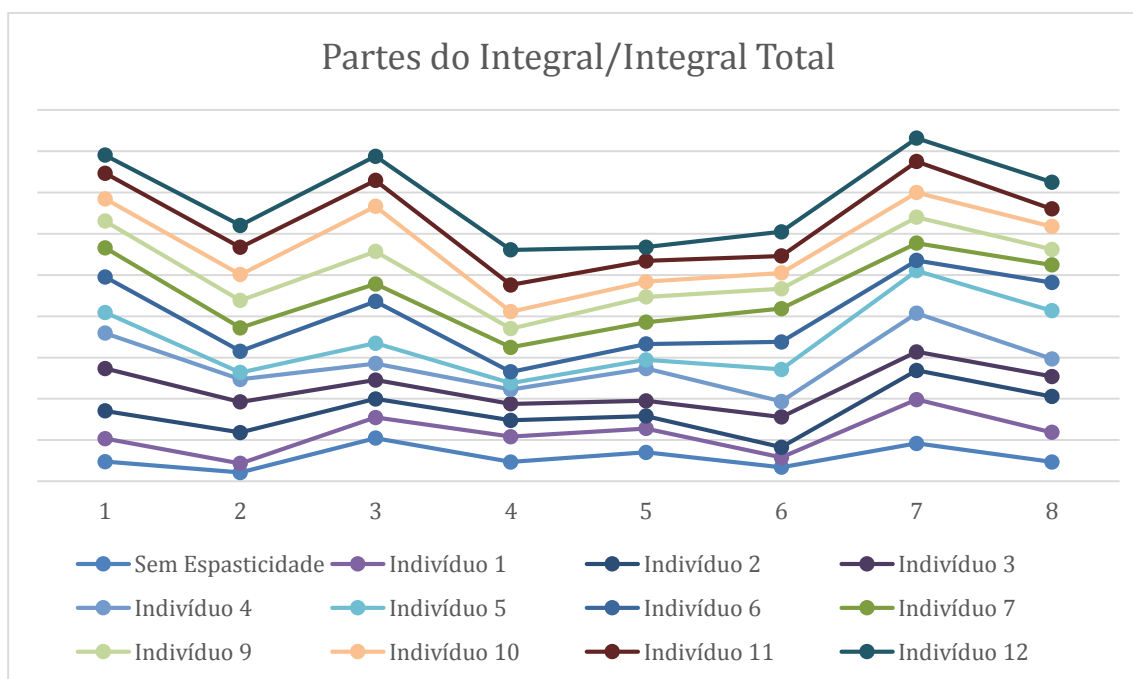


Figura 5.20 – Representação gráfica dos integrais das segmentações dividido pelo seu integral total.

Conclui-se que este método para análise dos dados não se revelou eficaz para a distinção entre indivíduos que não apresentam espasticidade e com espasticidade como seria expectável.

Apesar do método de análise não ser conclusivo, o método de aquisição revelou-se muito promissor, sendo possível adquirir e gravar todos os dados para posterior análise.

6. Conclusões e Perspectivas Futuras

O projecto tem como objectivo a aferição da fiabilidade do protótipo na detecção e quantificação da espasticidade em contexto clínico, sendo um contributo para a evolução do protótipo *SpastiMed*. Através dessa evolução pretende-se estabelecer um método de quantificação fiável, rigoroso e objectivo.

Pretende-se contribuir para que o instrumento proporcionasse uma rápida e eficaz aquisição de dados em contexto clínico para um diagnóstico preciso e, consequentemente, uma avaliação e escolha das metodologias de intervenção mais eficazes aplicadas indivíduo. Devido à sua dimensão, relativa facilidade de utilização e rápida aquisição, é expectável que o *SpastiMed* possa ter um grande impacto clínico.

Tomou-se como ponto inicial do projecto o primeiro protótipo elaborado no âmbito da tese de mestrado de Valter Fernandes, em que toda a estrutura mecânica, electrónica, microprocessador e interface estavam implementados.

No planeamento do trabalho a elaborar, houve necessidade de fazer algumas alterações e optimizações, nomeadamente:

- O sistema de suporte do braço mecânico, em que os velcros tiveram de ser prolongados.
- A ligação do braço mecânico à caixa onde se encontra contida toda a electrónica e o microprocessador, onde este se encontrava fixo. Os fios foram substituídos por um cabo coaxial, permitindo a sua remoção da caixa, para um manuseamento mais cómodo do aparelho.
- A verificação, identificação e remoção de ligações mal estabelecidas a nível da electrónica que ao executar a interface gráfica verificava-se alterações do sinal sem o braço mecânico em movimento. Foram ligados correctamente os fios de toda a electrónica que estaria danificada.
- A definição de um protocolo único, sem margem para subjectividade de execução e com passos bem definidos, para posterior execução em contexto clínico.
- Assegurar a gravação correcta dos dados através da interface gráfica, para posterior análise dos mesmos.
- A alteração de toda a interface gráfica para um *design* mais apelativo e funcional para implementação em contexto clínico.

Depois de todos estes melhoramentos, estavam reunidas as condições para iniciar as aquisições, primeiramente em indivíduos sem patologia associada e posteriormente em indivíduos que apresentam espasticidade. Foi elaborado um algoritmo de análise automática dos dados para analisar os mesmos.

Relativamente aos resultados obtidos, verifica-se que a abertura do ficheiro é bem-sucedida através deste algoritmo, bem como a sua correcta leitura, sendo guardados nas respectivas variáveis com sucesso.

Os movimentos de extensão e flexão efectuados à velocidade de 90°/s são bem identificados para a sua posterior análise. O pico inicial do movimento de extensão a 90°/s da corrente consumida é facilmente identificado pelo algoritmo e bem-sucedido em todos os casos de estudo, porém o pico final do movimento, apesar de ser bem-sucedido na grande maioria dos dados recolhidos, regista falhas em 3 indivíduos, como anteriormente citado no capítulo anterior.

A execução da regressão polinomial aos dados também revela ser bem executada, já que apenas nos 2 indivíduos referidos anteriormente o seu R^2 é inferior a 0,90 e aquando do seu ajuste manual os seus respectivos R^2 são superiores a 0,98.

Os dados resultantes do quadrado do módulo da subtracção dos dados adquiridos com a regressão linear são então segmentados em 8 partes e calculados os seus integrais.

A posterior análise dos integrais não obteve resultados conclusivos para uma correcta aferição e quantificação da espasticidade.

No que diz respeito ao protótipo, em termos de melhorias de *hardware* há algumas considerações a fazer, principalmente sobre o método de fixação do braço mecânico. Para além de ser necessário a utilização de um suporte do membro superior para que a força da gravidade do mesmo não influencie os resultados, a utilização de fitas de velcro não é de todo aconselhada, pois verifica-se oscilações do posicionamento do braço mecânico em relação ao membro a ser avaliado. O aperto excessivo do velcro para contornar este problema não é recomendado, uma vez que irá provocar dor.

Em termos de melhorias de *software*, o algoritmo de análise automática dos dados deve ser todo revisto, já que os dados recolhidos não foram conclusivos. Porém, já se identifica visualmente um padrão.

Uma grande limitação ao desenvolvimento deste projecto é o “*gold-standard*” em que os dados recolhidos são comparados. A utilização de escalas qualitativas, subjectivas e com muita dependência do clínico que efectua a avaliação revelam muito pouca fiabilidade para serem usados com esse propósito.

Outra limitação deste projecto foi o facto de que a avaliação da espasticidade no Centro de Medicina Física e Reabilitação de Alcoitão revelou pouca coerência e subjectividade devido à metodológica clínica aplicada. Constatou-se a sua variabilidade aquando da realização do teste de *Ashworth* ao mesmo indivíduo em ocasiões diferentes e com pontuações diferentes.

Deve-se também fazer novas aquisições, para posterior análise estatística e correcta aferição da espasticidade.

Quanto a perspectivas futuras, espera-se que este protótipo continue em fase de aferição da quantificação da espasticidade, uma vez que revela ser um instrumento versátil e capaz de ser utilizado em contexto clínico.

Uma vez que o “*gold-standard*” da avaliação da espasticidade é baseado nas avaliações clínicas, analisar a variabilidade dos clínicos aquando das avaliações para aferir a utilização deste método como “*gold-standard*” é fundamental. Como tal, seria interessante recolher dados estatísticos para esse efeito.

A utilização de EMG a metodologias baseadas em características biomecânicas têm-se revelado bastante promissoras para a quantificação, como tal seria um ponto de interesse para melhor aferição da espasticidade. Desta forma reunir-se-ia não só os parâmetros biomecânicos, mas também electrofisiológicos do comportamento dos membros com espasticidade.

A substituição da comunicação RS232-USB para uma comunicação sem fios (Bluetooth ou Wi-Fi) é recomendada para uma maior facilidade na sua utilização, bem como a substituição do computador portátil por um Tablet, para uma utilização ainda mais intuitiva para o utilizador.

1. van den Noort, J.C., et al., *Evaluation of the catch in spasticity assessment in children with cerebral palsy*. Arch Phys Med Rehabil, 2010. **91**(4): p. 615-23.
2. Mullick, A.A., et al., *Stretch reflex spatial threshold measure discriminates between spasticity and rigidity*. Clin Neurophysiol, 2013. **124**(4): p. 740-51.
3. Kong, K.H., J. Lee, and K.S. Chua, *Occurrence and temporal evolution of upper limb spasticity in stroke patients admitted to a rehabilitation unit*. Arch Phys Med Rehabil, 2012. **93**(1): p. 143-8.
4. Gracies, J.M., et al., *Reliability of the Tardieu Scale for assessing spasticity in children with cerebral palsy*. Arch Phys Med Rehabil, 2010. **91**(3): p. 421-8.
5. Lechner, H.E., A. Frotzler, and P. Eser, *Relationship Between Self- and Clinically Rated Spasticity in Spinal Cord Injury*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2006. **87**(1): p. 15-19.
6. Collin, C., et al., *Randomized controlled trial of cannabis-based medicine in spasticity caused by multiple sclerosis*. Eur J Neurol, 2007. **14**(3): p. 290-6.
7. *Anormalidades do Tônus Muscular*. Fevereiro 2014: <http://terapiadomovimento.blogspot.pt/2010/08/anormalidades-do-tonus-muscular.html>.
8. Brin, M.F., C. Comella, and J. Jankovic, *Dystonia: etiology, clinical features, and treatment*. 2004, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
9. Smith, C.M., A. Budris, and J. Paul, *Quantification of phasic and tonic stretch reflexes: Effects of neuromuscular blocking agents*. Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics, 1962. **136**(3): p. 267-275.
10. Mahoney, J.S., et al., *Spasticity experience domains in persons with spinal cord injury*. Arch Phys Med Rehabil, 2007. **88**(3): p. 287-94.
11. Barnes, M.P. and G.R. Johnson, *Upper motor neurone syndrome and spasticity: clinical management and neurophysiology*. first edition ed. 2008, Cambridge: Cambridge University Press.
12. Scholtes, V.A.B., et al., *Clinical assessment of spasticity in children with cerebral palsy: a critical review of available instruments*. Developmental Medicine & Child Neurology, 2006. **48**(1): p. 64-73.
13. Bar-On, L., et al., *A clinical measurement to quantify spasticity in children with cerebral palsy by integration of multidimensional signals*. Gait Posture, 2013. **38**(1): p. 141-7.
14. A.D., P., et al., *Biomechanical examination of a commonly used measure of spasticity*. Clin Biomech, 2001. **16**(10): p. 859-65.

15. Garrison, M.K., et al., *Wind-up of stretch reflexes as a measure of spasticity in chronic spinalized rats: The effects of passive exercise and modafinil*. Exp Neurol, 2011. **227**(1): p. 104-9.
16. Biering-Sorensen, F., J.B. Nielsen, and K. Klinge, *Spasticity-assessment: a review*. Spinal Cord, 2006. **44**(12): p. 708-22.
17. van den Noort, J.C., V.A. Scholtes, and J. Harlaar, *Evaluation of clinical spasticity assessment in cerebral palsy using inertial sensors*. Gait Posture, 2009. **30**(2): p. 138-43.
18. Fernandes, V., *Development of an equipment to detect and quantify muscular spasticity*, in *Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica*. 2013.
19. Lechner, H.E., et al., *The effect of hippotherapy on spasticity and on mental well-being of persons with spinal cord injury*. Arch Phys Med Rehabil, 2007. **88**(10): p. 1241-8.
20. Chou, R., K. Peterson, and M. Helfand, *Comparative efficacy and safety of skeletal muscle relaxants for spasticity and musculoskeletal conditions: a systematic review*. J Pain Symptom Manage, 2004. **28**(2): p. 140-75.
21. Segura, D.C.A., et al., *Análise do tratamento da espasticidade através da fisioterapia e da farmacologia - um estudo de caso*. Arq. Ciênc. Saúde Unipar, 2007. **11**(3): p. 217-224.
22. Dietz, V., *Spasticity: Spastic Movement Disorder*. International Encyclopedia of Rehabilitation, 2010.
23. Honma, S., *Understanding the stretch reflex*. Vol. 44. 2011, Amsterdam: Elsevier.
24. Yamaguchi, T., et al., *Immediate effects of electrical stimulation combined with passive locomotion-like movement on gait velocity and spasticity in persons with hemiparetic stroke: a randomized controlled study*. Clin Rehabil, 2012. **26**(7): p. 619-28.
25. Mukherjee, M., et al., *The effect of electro-acupuncture on spasticity of the wrist joint in chronic stroke survivors*. Arch Phys Med Rehabil, 2007. **88**(2): p. 159-66.
26. Pierce, S.R., et al., *Test-retest reliability of isokinetic dynamometry for the assessment of spasticity of the knee flexors and knee extensors in children with cerebral palsy*. Arch Phys Med Rehabil, 2006. **87**(5): p. 697-702.
27. Mori, F., et al., *Effects of intermittent theta burst stimulation on spasticity in patients with multiple sclerosis*. Eur J Neurol, 2010. **17**(2): p. 295-300.
28. Calota, A., A.G. Feldman, and M.F. Levin, *Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device*. Clin Neurophysiol, 2008. **119**(10): p. 2329-37.
29. Elovic, E.P., et al., *Repeated treatments with botulinum toxin type a produce sustained decreases in the limitations associated with focal upper-limb poststroke spasticity for caregivers and patients*. Arch Phys Med Rehabil, 2008. **89**(5): p. 799-806.
30. Collin, C., et al., *Randomized controlled trial of cannabis-based medicine in spasticity caused by multiple sclerosis*. European Journal of Neurology, 2007. **14**(3): p. 290-296.

31. Chen, J.J., et al., *The use of a portable muscle tone measurement device to measure the effects of botulinum toxin type a on elbow flexor spasticity*. Arch Phys Med Rehabil, 2005. **86**(8): p. 1655-60.
32. Abolhasani, H., et al., *Comparing the validity of the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) and the Modified Tardieu Scale (MTS) in the assessment of wrist flexor spasticity in patients with stroke: protocol for a neurophysiological study*. BMJ Open, 2012. **2**(6).
33. Mackey, A.H., et al., *Intraobserver reliability of the modified Tardieu scale in the upper limb of children with hemiplegia*. Developmental Medicine & Child Neurology, 2004. **46**(4): p. 267-272.
34. Pierce, S.R., et al., *Examination of spasticity of the knee flexors and knee extensors using isokinetic dynamometry with electromyography and clinical scales in children with spinal cord injury*. The journal of spinal cord medicine, 2008. **31**(2): p. 208.
35. Silva, M.B., *Método para avaliação quantitativa da espasticidade baseado no limiar do reflexo de estiramento tônico*. 2013, Universidade Federal de Uberlândia.
36. Diserens, K., et al., *The effect of repetitive arm cycling on post stroke spasticity and motor control: repetitive arm cycling and spasticity*. J Neurol Sci, 2007. **253**(1-2): p. 18-24.
37. Bashir, S., *Rehabilitation of stroke and cerebellar patients*, in *Faculty of science of the University of Fribourg*. 2006, University of Fribourg: Switzerland.
38. Pierce, S.R., et al., *Roles of reflex activity and co-contraction during assessments of spasticity of the knee flexor and knee extensor muscles in children with cerebral palsy and different functional levels*. Physical therapy, 2008. **88**(10): p. 1124-1134.
39. B.B., B., et al., *Quantifying associated reactions in the paretic arm in stroke and their relationship to spasticity*. Clinical Rehabilitation, 2001. **15**(2): p. 195-206.
40. F., P., et al., *Quantitative measures of spasticity in post-stroke patients*. Clinical Neurophysiology, 2000. **111**(6): p. 1015-22.
41. Fukuhara, T., et al., *Nerve Rootlets to Be Sectioned for Spasticity Resolution in Selective Dorsal Rhizotomy*. Surg Neurol, 2000. **54**(2): p. 126-33.
42. *Rizotomia*. Fevereiro 2014: <http://www.stlouischildrens.org/pt-br/our-services/center-cerebral-palsy-spasticity/about-selective-dorsal-rhizotomy-sdr>.

Apêndice A – Ficheiro do Algoritmo Desenvolvido em MATLAB®

```
%Abrir Ficheiro
clear all;
file = 'paciente 3 01';
fid = fopen (file);

%Ignorar 2 primeiras linhas
for i=1:2
    fgetl(fid);
end

%Número de dados para corrente
n_corrente= str2num (fgets(fid));
n_corrente = n_corrente - 1;

%Ignora cabeçalho n_pos
fgetl(fid);

%Número de dados para posição angular
n_pos= str2num (fgets(fid));
%Como a gravar no LabView acrescenta um parágrafo no final, tem de se
%retirar
n_pos = n_pos - 1;

%Ignora cabeçalho Corrente
fgetl (fid);

%Dados da Corrente
for i=1:n_corrente+1
    A = fgets (fid);
    corrente(i) = str2double (A);
    %Conversão da corrente em V do LabView para A
    corrente (i) = corrente (i)/(10*0.22);
end

%Cabeçalho Posição Angular
w = fgets (fid);

%Dados da Posição Angular
for k=1:n_pos+1
    B = fgets (fid);
    pos (k) = str2double (B);
end

%Aplicar um filtro aos dados
corrente = medfilt1 (corrente);
pos = medfilt1 (pos);

%Normalização
X = (1:length(corrente));
X = X / (length (corrente));

%detectar os picos na corrente
```

```

[pks, locs] = findpeaks(corrente, 'minpeakdistance', 50,
'minpeakheight', 2.075);

i = length (locs);

%Verifica se são mesmo picos, analisando 10 índices atrás se o valor é
%pequeno
for k=i:-1:1
    if (corrente (locs (k)-10)<0.5)
        picos (k) = locs (k);
    end
end

picos = picos (picos~=0);

%pico inicial do movimento a 90°/s da extensão e flexão

pico_extensao = picos (end-1);
pico_flexao = picos (end);

%movimentos da flexao e extensao a 90°/s
extensao_graf = corrente (pico_extensao-10:pico_extensao+200);
flexao_graf = corrente (pico_flexao-10:pico_flexao+300);

extensao = corrente (pico_extensao:pico_extensao+200);
flexao = corrente (pico_flexao:pico_flexao+300);

%Verifica na extensão o último pico maior que 0.5
pico_extensao_f = find (extensao>0.5, 1, 'last');

%Polyfit
dados_extensao = extensao (20:pico_extensao_f);

X = (1:length(dados_extensao));
X = X / (length (dados_extensao));

A = polyfit (X, dados_extensao, 2);
Y = polyval (A, X);

%Calcular r^2

% Compute sum of the squares of the data residuals
St = sum ((dados_extensao - mean (dados_extensao)).^2);
% Compute sum of the squares of the estimate residuals
Sr = sum ((dados_extensao - Y).^2);
% Compute the coefficient of determination
r2 = (St-Sr)/St;

%Subtrair os dados ao polinomio e elevar ao quadrado para
%detectar melhor as variações
subtracao = dados_extensao - Y;
subtraccaomod = abs (subtracao);
subtraccaomod = subtraccaomod.^2;

%Divisão Abcissas para dividir dados em 4
divisao4 = round((length(X))/4);

```

```

vector1_4 = X (1:divisao4);
vector2_4 = X (divisao4+1:divisao4+divisao4);
vector3_4 = X (divisao4+divisao4+1:divisao4+divisao4+divisao4);
vector4_4 = X (divisao4+divisao4+divisao4+1:end);

%Divisão Y para dividir dados em 4
vector1Y_4 = subtraccaomod (1:divisao4);
vector2Y_4 = subtraccaomod (divisao4+1:divisao4+divisao4);
vector3Y_4 = subtraccaomod
(divisao4+divisao4+1:divisao4+divisao4+divisao4);
vector4Y_4 = subtraccaomod (divisao4+divisao4+divisao4+1:end);

%Divisão Abcissas para dividir dados em 6
divisao6 = round((length(X))/6);
vector1_6 = X (1:divisao6);
vector2_6 = X (divisao6+1:divisao6+divisao6);
vector3_6 = X (divisao6+divisao6+1:divisao6+divisao6+divisao6);
vector4_6 = X
(divisao6+divisao6+divisao6+1:divisao6+divisao6+divisao6+divisao6);
vector5_6 = X
(divisao6+divisao6+divisao6+divisao6+1:divisao6+divisao6+divisao6+divisao6+divisao6);
vector6_6 = X (divisao6+divisao6+divisao6+divisao6+divisao6+1:end);

%Divisão Y para dividir dados em 6
vector1Y_6 = subtraccaomod (1:divisao6);
vector2Y_6 = subtraccaomod (divisao6+1:divisao6+divisao6);
vector3Y_6 = subtraccaomod
(divisao6+divisao6+1:divisao6+divisao6+divisao6);
vector4Y_6 = subtraccaomod
(divisao6+divisao6+divisao6+1:divisao6+divisao6+divisao6+divisao6);
vector5Y_6 = subtraccaomod
(divisao6+divisao6+divisao6+divisao6+1:divisao6+divisao6+divisao6+divisao6+divisao6);
vector6Y_6 = subtraccaomod
(divisao6+divisao6+divisao6+divisao6+divisao6+1:end);

%Divisão Abcissas para dividir dados em 8
divisao8 = round((length(X))/8);
vector1_8 = X (1:divisao8);
vector2_8 = X (divisao8+1:divisao8+divisao8);
vector3_8 = X (divisao8+divisao8+1:divisao8+divisao8+divisao8);
vector4_8 = X
(divisao8+divisao8+divisao8+1:divisao8+divisao8+divisao8+divisao8);
vector5_8 = X
(divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+1:divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8);
vector6_8 = X
(divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+1:divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8);
vector7_8 = X
(divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+1:divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8);
vector8_8 = X
(divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+1:end);

%Divisão Y para dividir dados em 8
vector1Y_8 = subtraccaomod (1:divisao8);

```

```

vector2Y_8 = subtraccaomod (divisao8+1:divisao8+divisao8);
vector3Y_8 = subtraccaomod
(divisao8+divisao8+1:divisao8+divisao8+divisao8);
vector4Y_8 = subtraccaomod
(divisao8+divisao8+divisao8+1:divisao8+divisao8+divisao8+divisao8);
vector5Y_8 = subtraccaomod
(divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+1:divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8);
vector6Y_8 = subtraccaomod
(divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+1:divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8);
vector7Y_8 = subtraccaomod
(divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+1:divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8);
vector8Y_8 = subtraccaomod
(divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+divisao8+1:end);

```

```

%Calcular integral total das curvas e também das 4 partes em separado
integral = trapz(X, subtraccaomod);

```

```

integral1_4 = trapz(vector1_4, vector1Y_4);

```

```

integral2_4 = trapz(vector2_4, vector2Y_4);

```

```

integral3_4 = trapz(vector3_4, vector3Y_4);

```

```

integral4_4 = trapz(vector4_4, vector4Y_4);

```

```

%Calcular integral total das curvas e também das 6 partes em separado
integral1_6 = trapz(vector1_6, vector1Y_6);

```

```

integral2_6 = trapz(vector2_6, vector2Y_6);

```

```

integral3_6 = trapz(vector3_6, vector3Y_6);

```

```

integral4_6 = trapz(vector4_6, vector4Y_6);

```

```

integral5_6 = trapz(vector5_6, vector5Y_6);

```

```

integral6_6 = trapz(vector6_6, vector6Y_6);

```

```

%Calcular integral total das curvas e também das 8 partes em separado
integral1_8 = trapz(vector1_8, vector1Y_8);

```

```

integral2_8 = trapz(vector2_8, vector2Y_8);

```

```

integral3_8 = trapz(vector3_8, vector3Y_8);

```

```

integral4_8 = trapz(vector4_8, vector4Y_8);

```

```

integral5_8 = trapz(vector5_8, vector5Y_8);

```

```

integral6_8 = trapz(vector6_8, vector6Y_8);

integral7_8 = trapz(vector7_8, vector7Y_8);

integral8_8 = trapz(vector8_8, vector8Y_8);

disp (file);
fprintf ('Coeficientes do polinomio (a, b e c
respectivamente)\n%d\n%d\n%d\n', A (1), A (2), A (3));
fprintf ('Integrais da curva (1, 2, 3, 4 e total
respectivamente)\n%d\n%d\n%d\n%d\n%d\n', integrall_4, integral2_4,
integral3_4, integral4_4,integral);
fprintf ('Integrais da curva (1, 2, 3, 4, 5, 6 e total
respectivamente)\n%d\n%d\n%d\n%d\n%d\n%d\n%d\n', integrall_6,
integral2_6, integral3_6,
integral4_6,integral5_6,integral6_6,integral);
fprintf ('Integrais da curva (1, 2, 3, 4, 5,6,7,8 e total
respectivamente)\n%d\n%d\n%d\n%d\n%d\n%d\n%d\n%d\n', integrall_8,
integral2_8, integral3_8,
integral4_8,integral5_8,integral6_8,integral7_8,integral8_8,integral);

figure (1);
graf_corrente = plot (corrente); xlabel ('Número Aquisições'),
ylabel('Corrente (A)'), title ('Gráfico da Corrente'); grid on;
% hold all;
% plot (locs, pks);

figure (2);
subplot(2,2,1);
plot (extensao_graf), xlabel ('Número Aquisições'), ylabel('Corrente
(A)'), title ('Extensão a 90°/s');grid on;
subplot (2,2,2);
plot (flexao_graf), xlabel ('Número Aquisições'), ylabel('Corrente
(A)'), title ('Flexão a 90°/s');grid on;
subplot (2,2,3);
plot (extensao), xlabel ('Número Aquisições'), ylabel('Corrente (A)'),
title ('Extensão a 90°/s');grid on;
subplot (2,2,4);
plot (flexao), xlabel ('Número Aquisições'), ylabel('Corrente (A)'),
title ('Flexão a 90°/s'); grid on;

figure (3);
plot (X, dados_extensao), title ('Extensão a 90°/s'), xlabel
('Normalização'), ylabel('Corrente (A)'), axis ([0.0 1 0.0 3]);grid
minor;
hold all;
plot (X,Y), legend ('dados','polyfit');

```

Apêndice B – Representações Gráficas do Sinal de Corrente Consumida

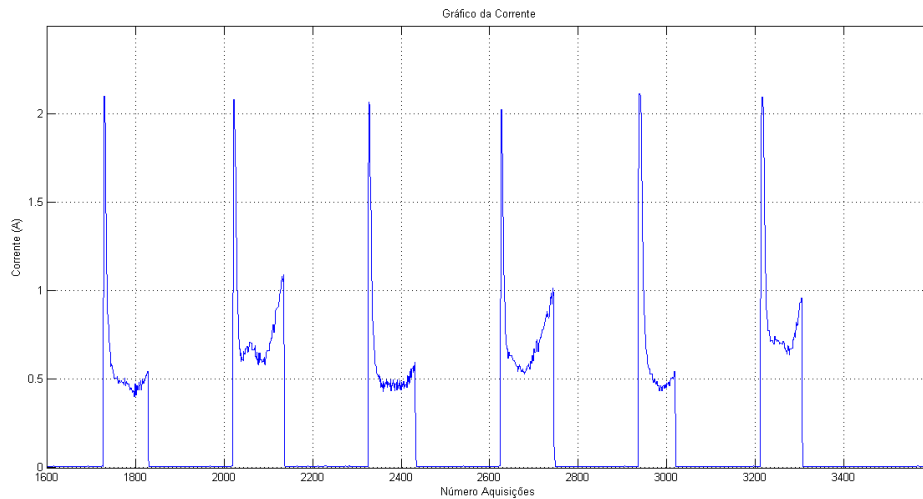


Figura 6.1 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito A em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

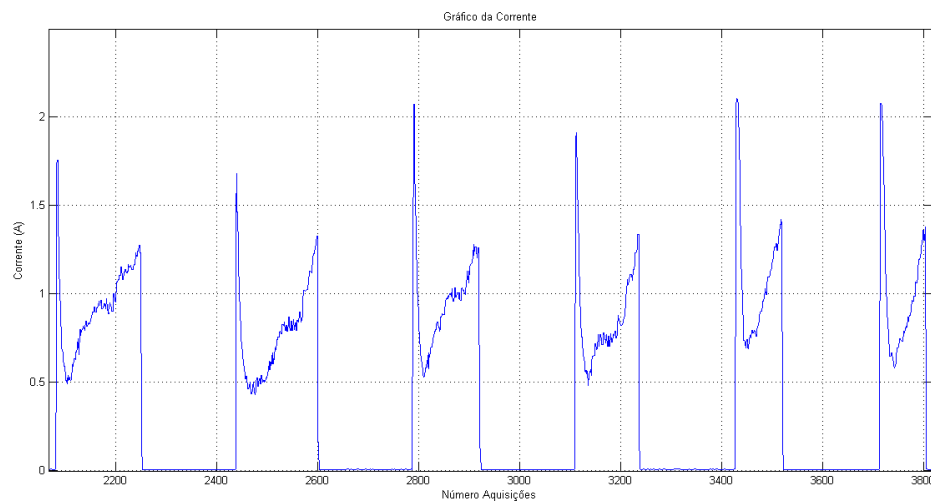


Figura 6.2 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito B em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

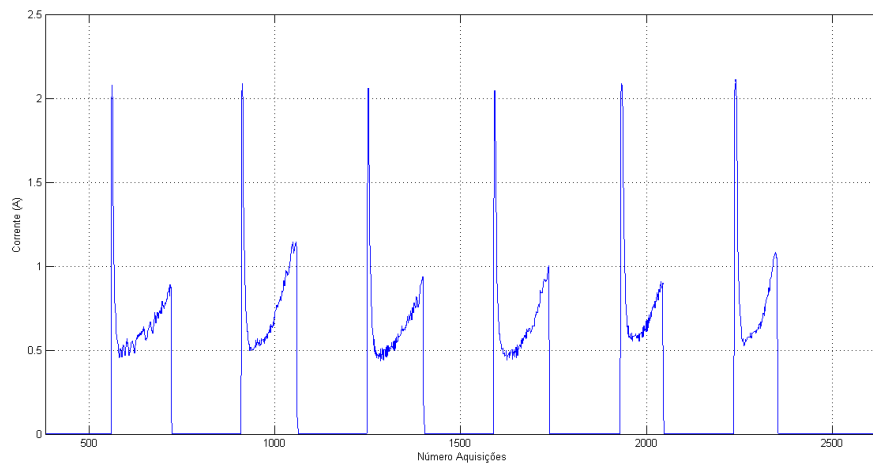


Figura 6.3 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito C em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

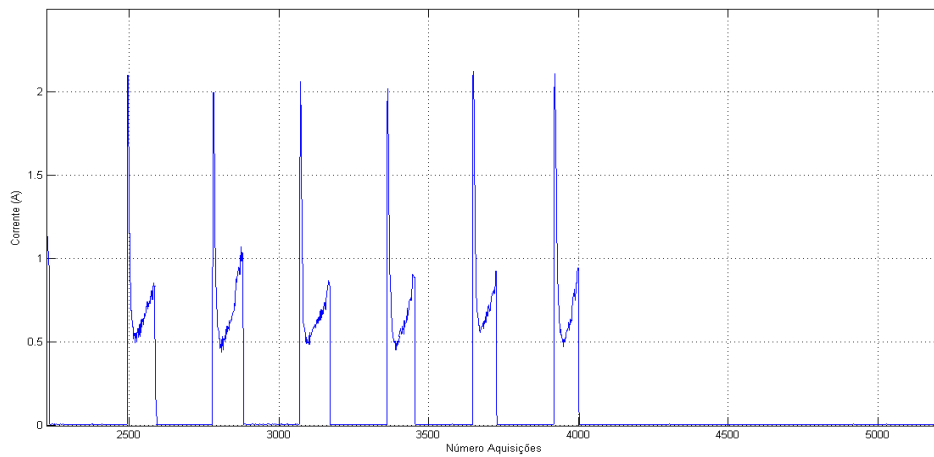


Figura 6.4 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 1 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

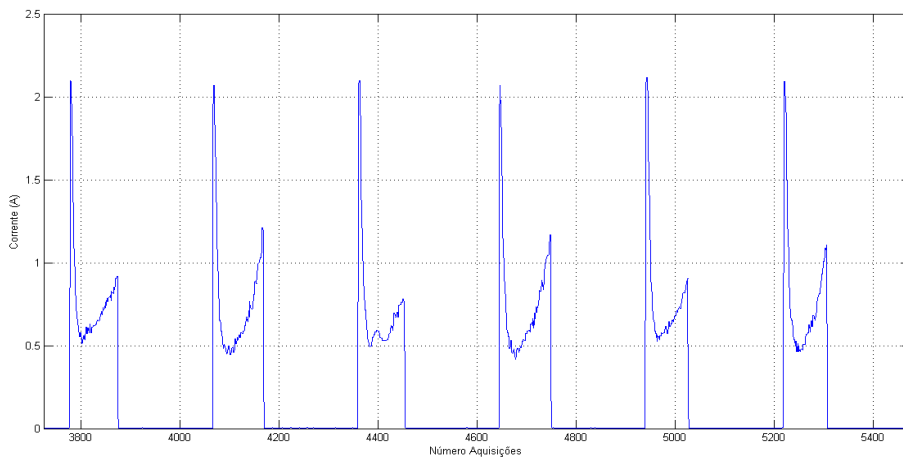


Figura 6.5 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 1 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

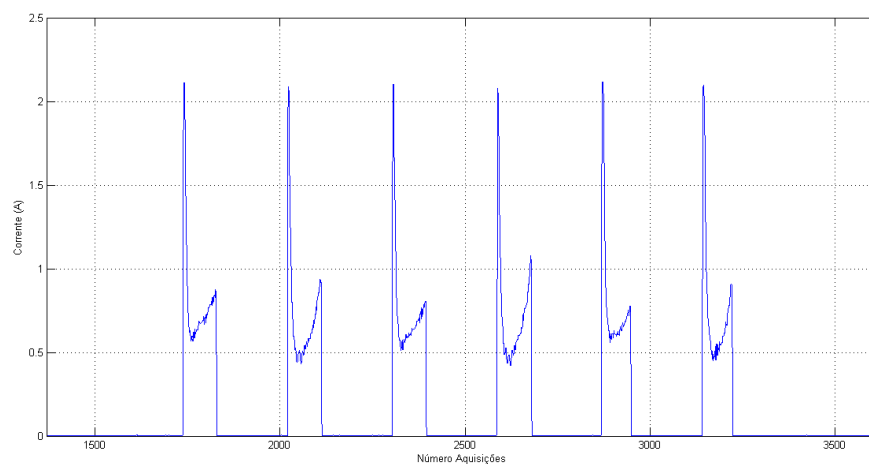


Figura 6.6 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 1 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

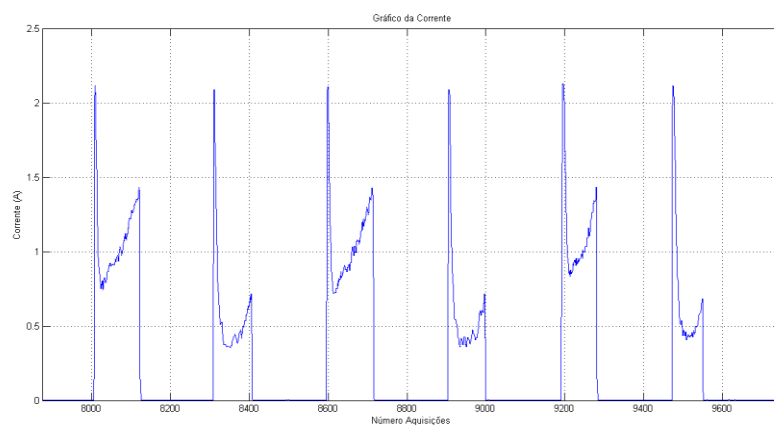


Figura 6.7 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 2 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

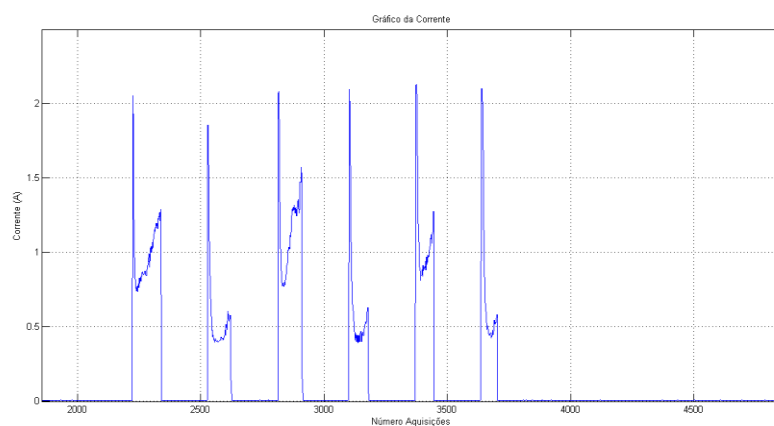


Figura 6.8 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 2 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

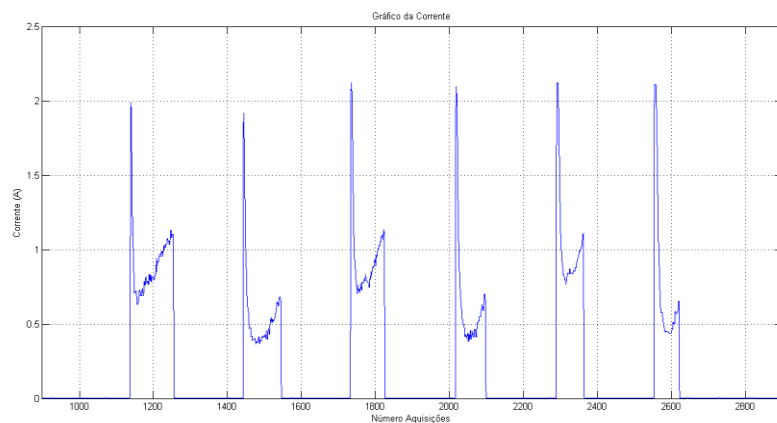


Figura 6.9 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 2 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

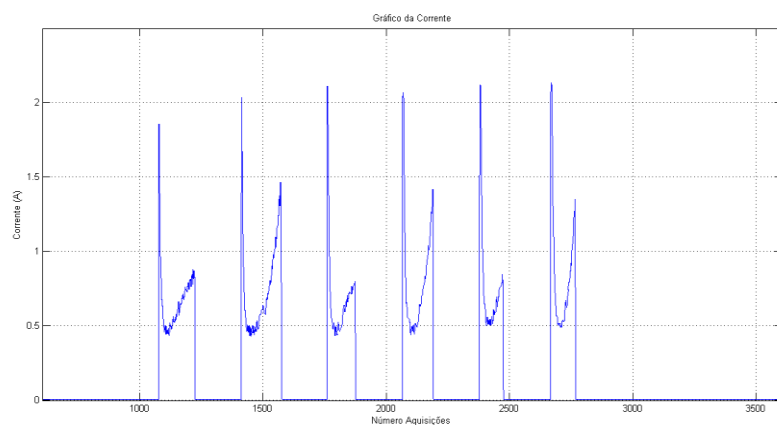


Figura 6.10 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 3 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

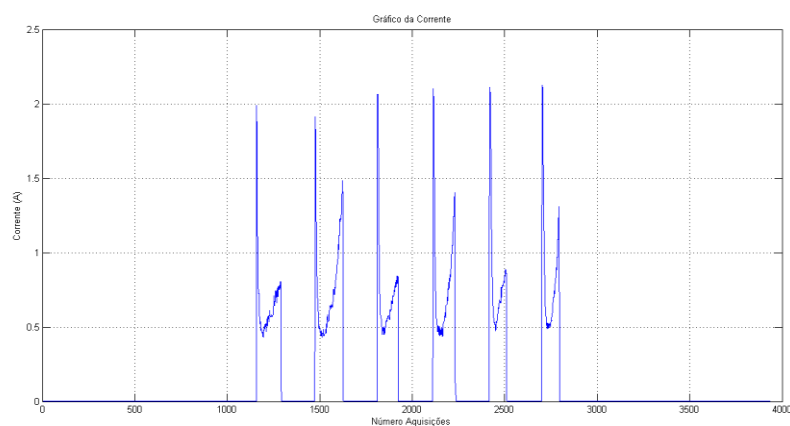


Figura 6.11 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 3 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

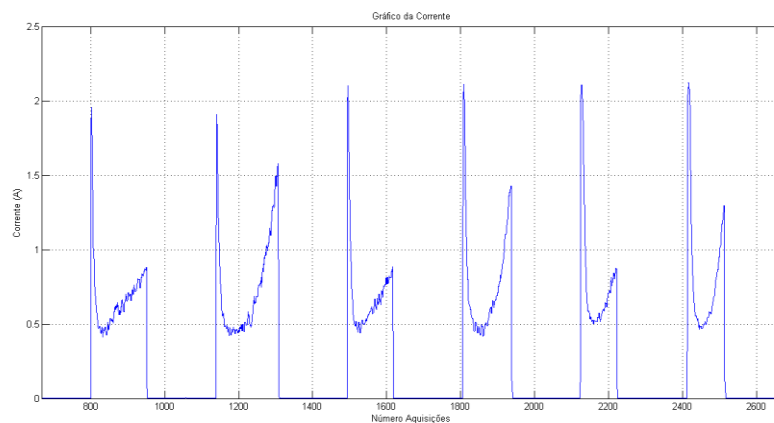


Figura 6.12 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 3 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

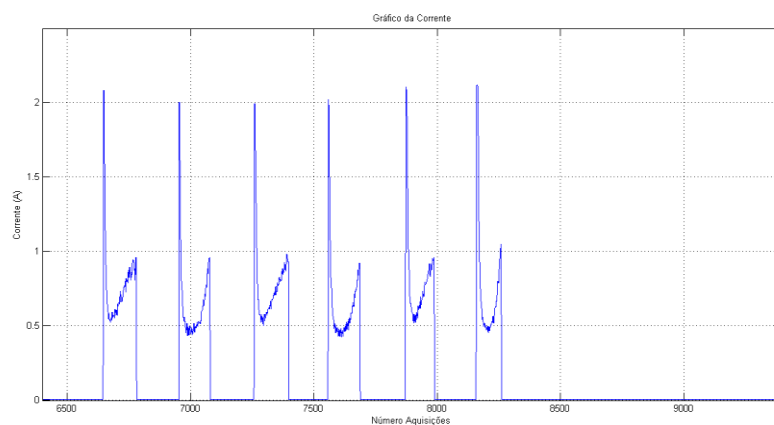


Figura 6.13 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 4 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

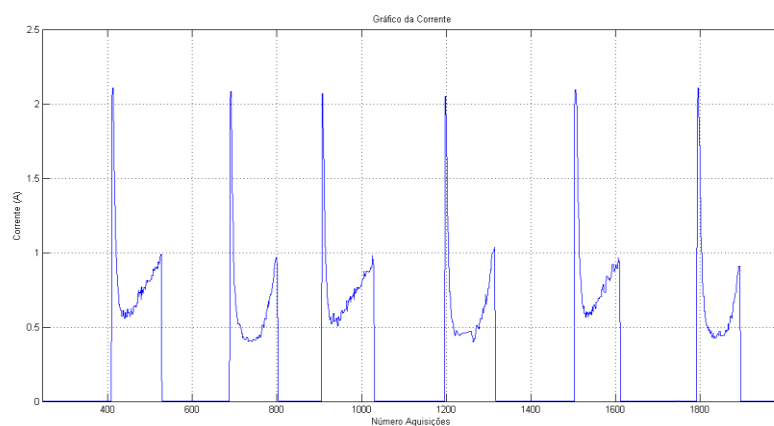


Figura 6.14 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 4 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

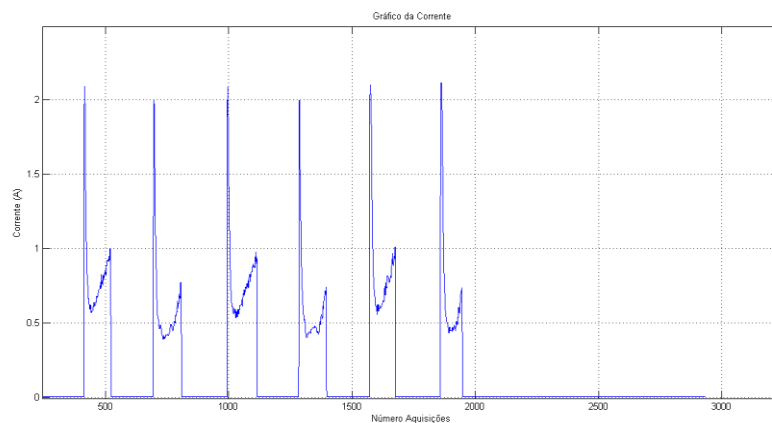


Figura 6.15 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 4 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

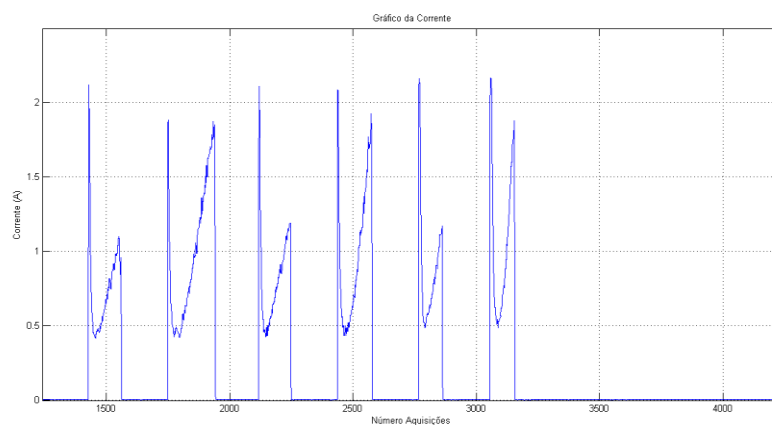


Figura 6.16 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 5 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

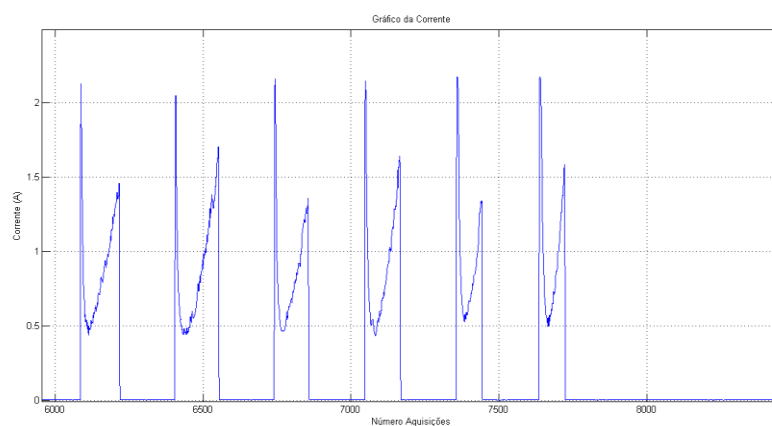


Figura 6.17 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 5 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

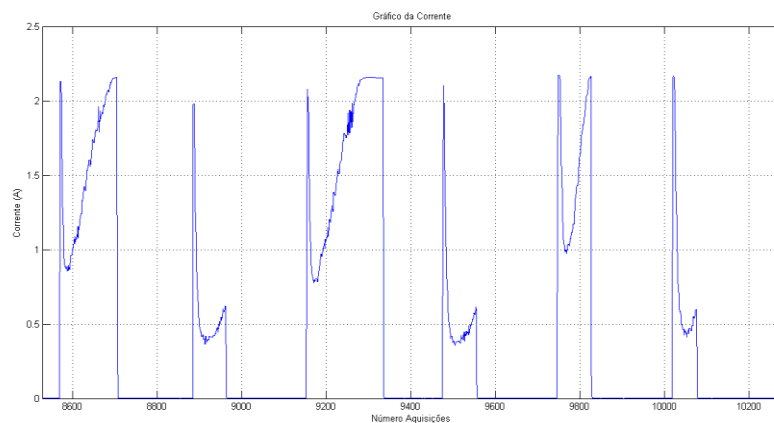


Figura 6.18 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 6 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

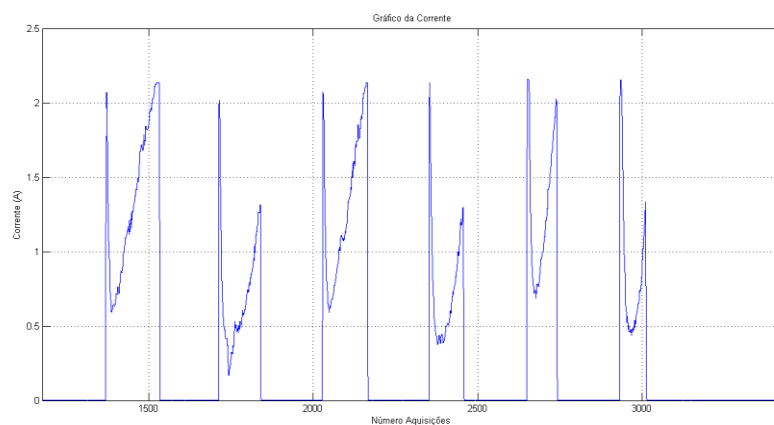


Figura 6.19 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 6 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

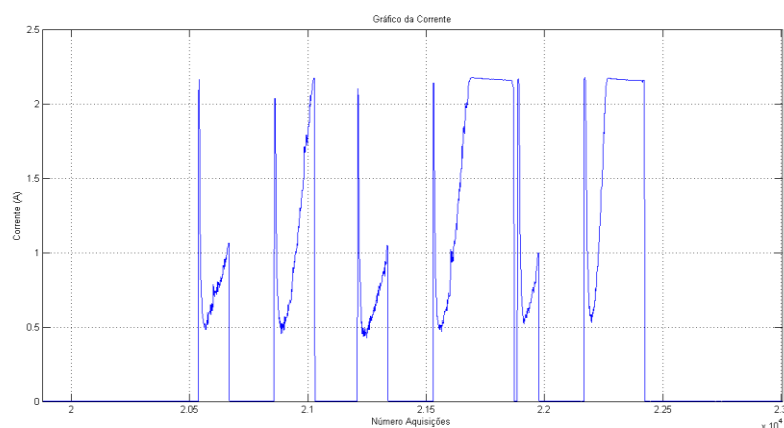


Figura 6.20 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 7 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

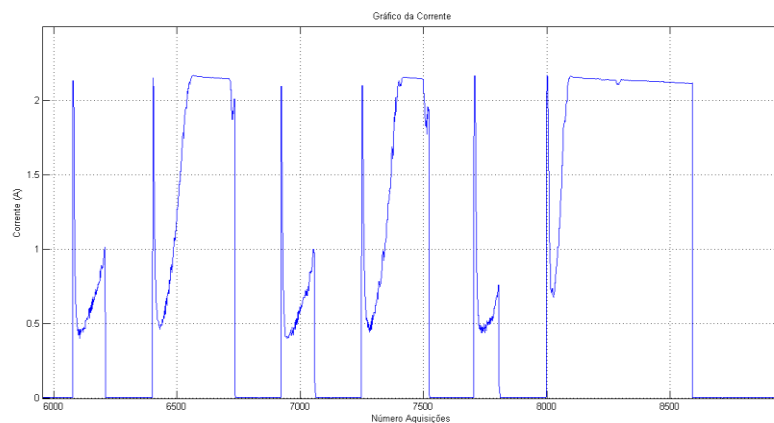


Figura 6.21 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 7 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

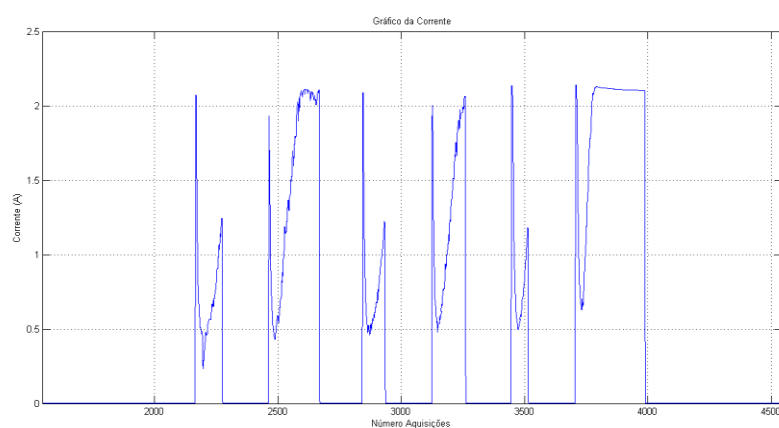


Figura 6.22 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 7 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

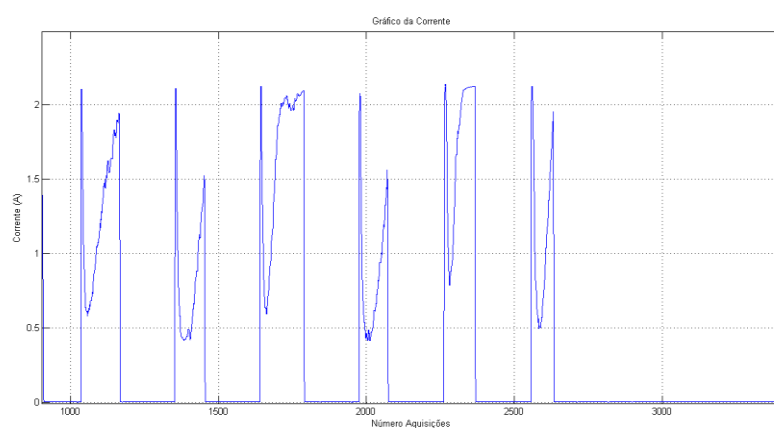


Figura 6.23 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 8 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

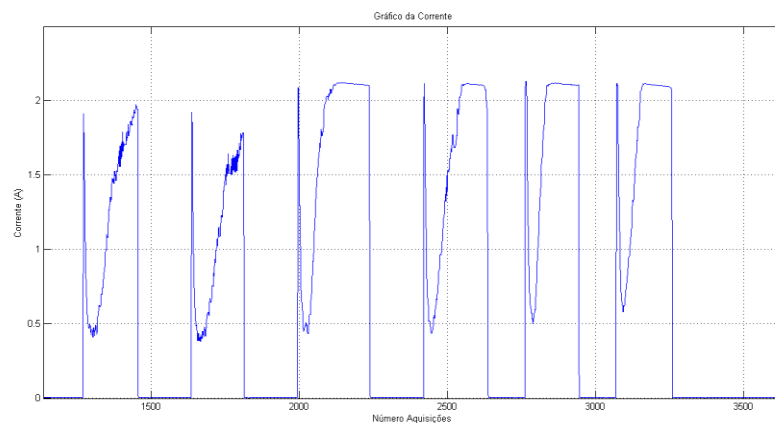


Figura 6.24 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 8 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

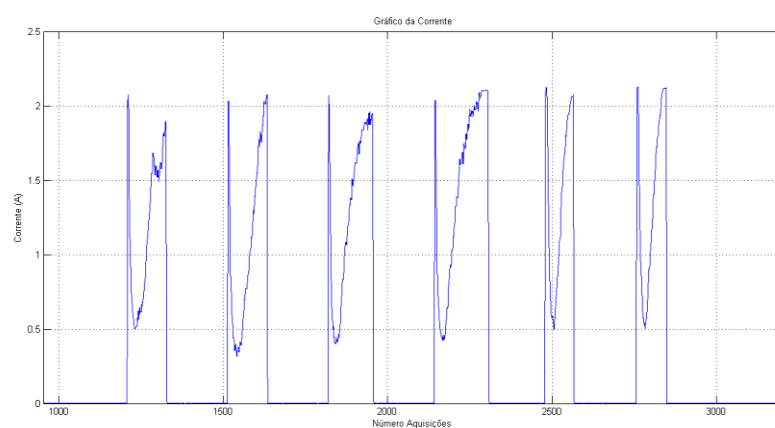


Figura 6.25 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 8 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

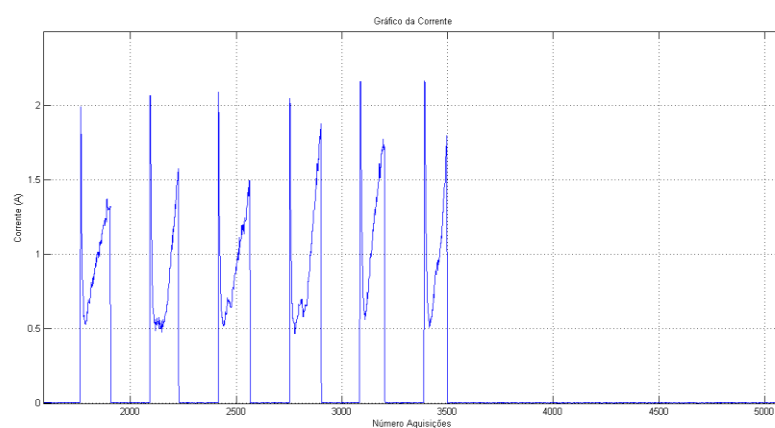


Figura 6.26 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 9 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

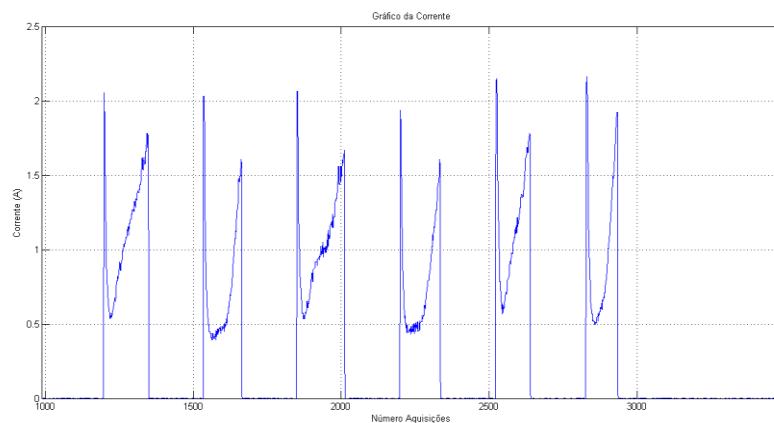


Figura 6.27 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 9 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

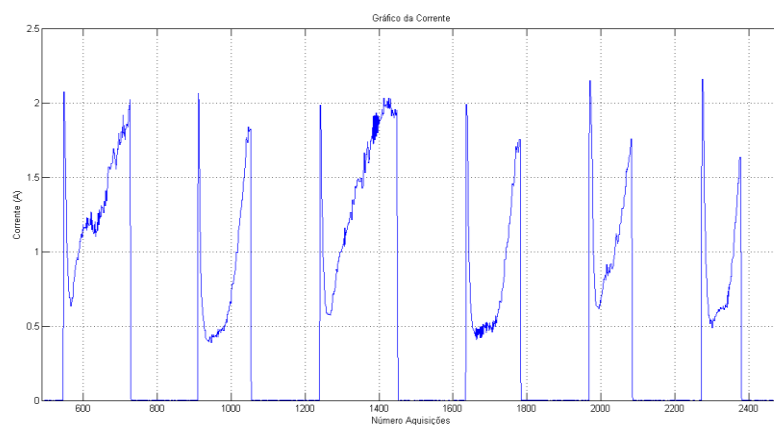


Figura 6.28 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 9 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

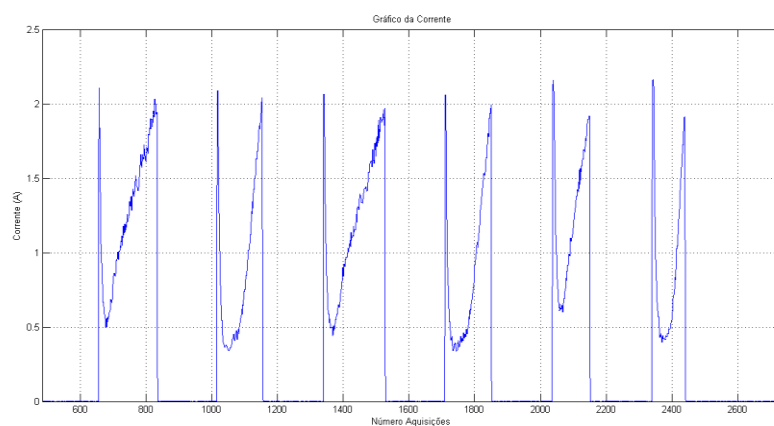


Figura 6.29 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 10 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

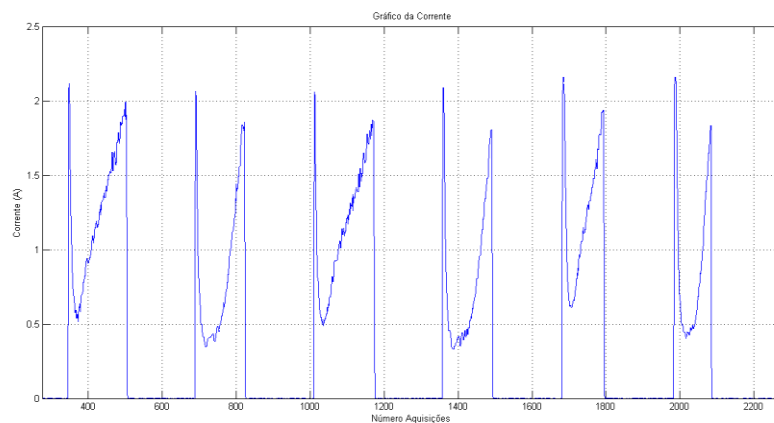


Figura 6.30 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 10 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

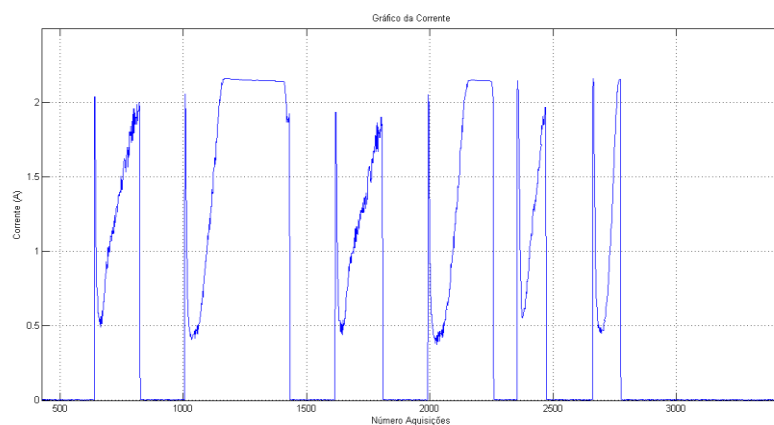


Figura 6.31 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 11 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

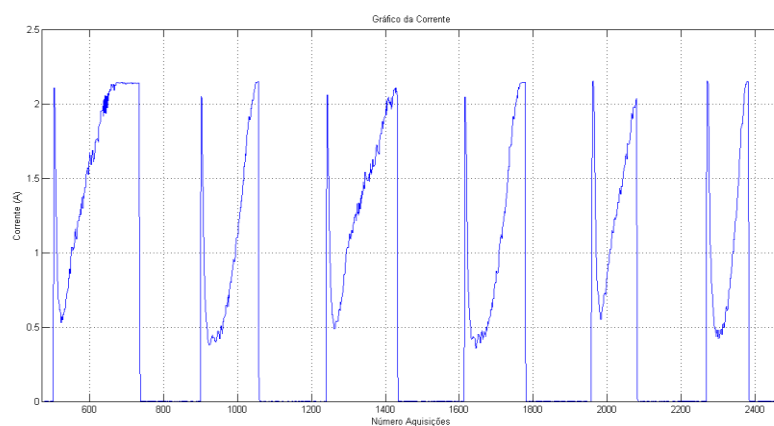


Figura 6.32 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 11 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

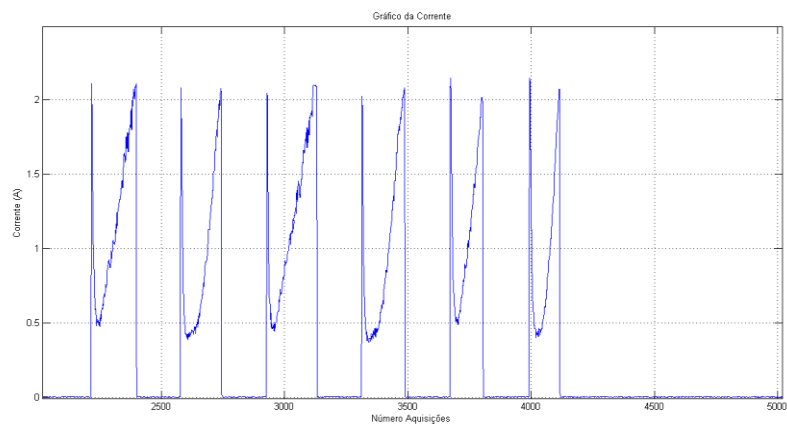


Figura 6.33 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 11 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

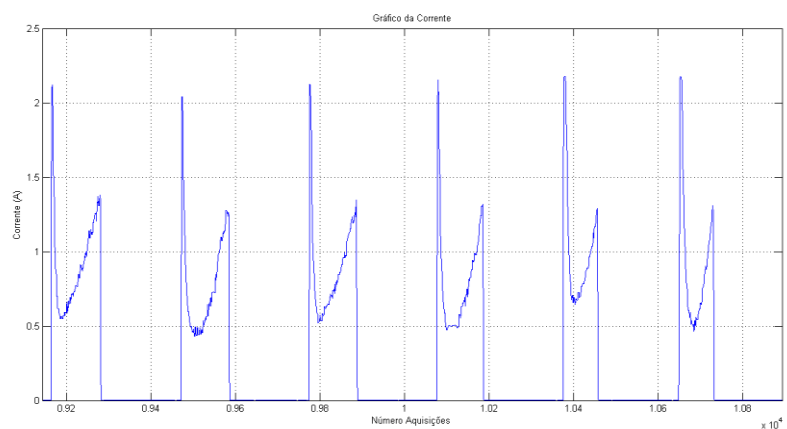


Figura 6.34 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 12 (1) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

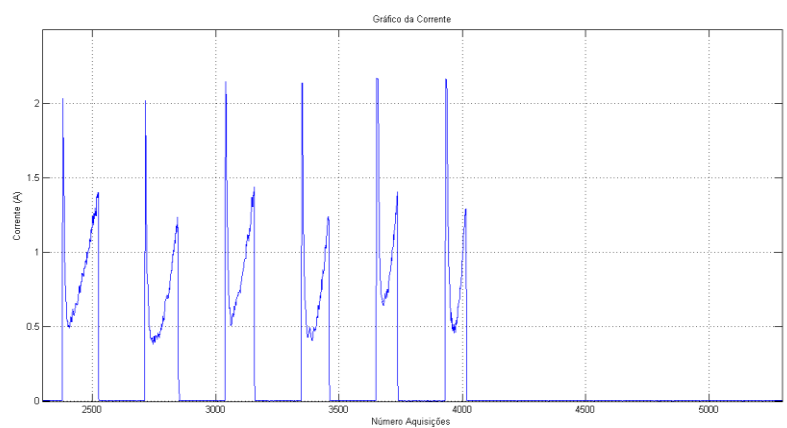


Figura 6.35 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 12 (2) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

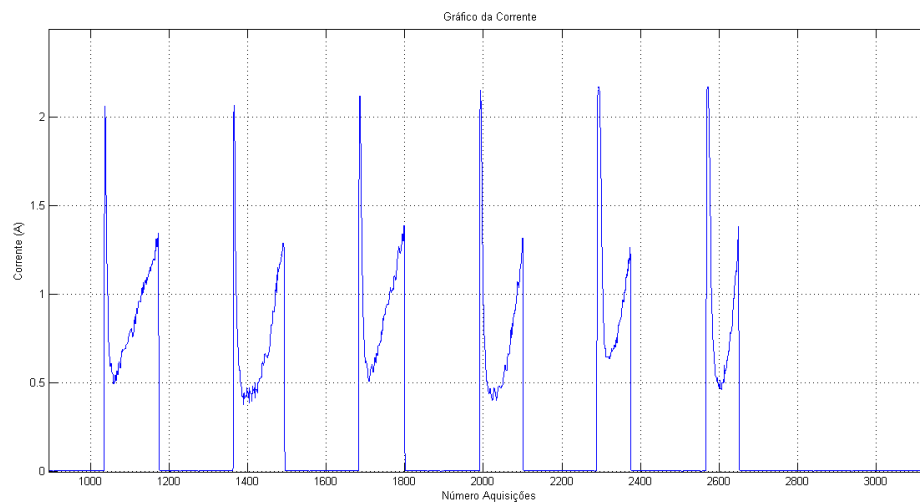


Figura 6.36 - Representação do sinal da corrente consumida (A) adquirido na aquisição ao sujeito 12 (3) em função do número de aquisições. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

Apêndice C – Representações Gráficas do Sinal de Corrente Consumida nos Movimentos a 90°/s

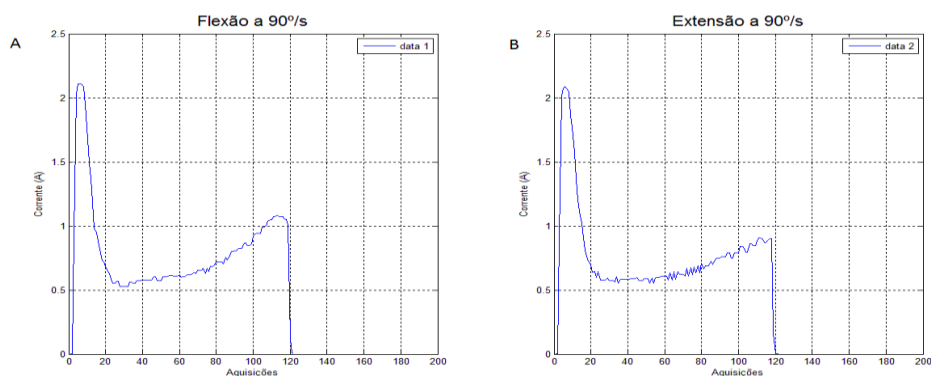


Figura 6.37 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo sem patologia A. A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

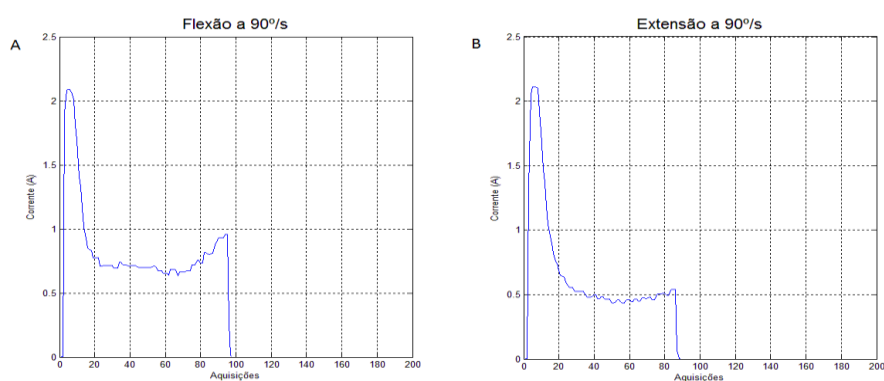


Figura 6.38 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo sem patologia B. A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

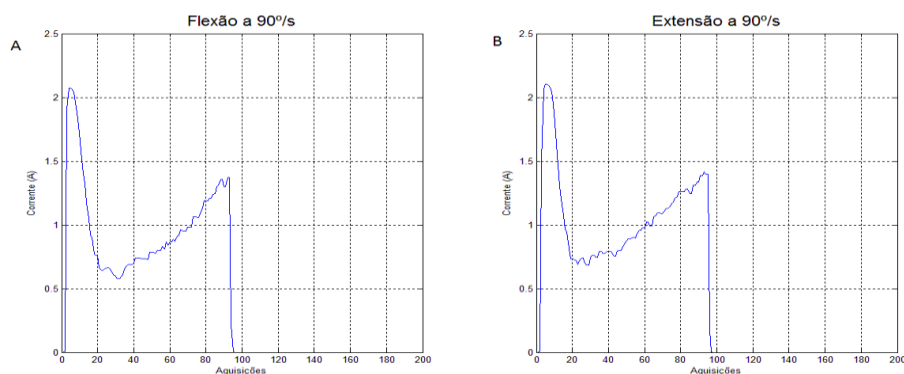


Figura 6.39 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo sem patologia C. A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

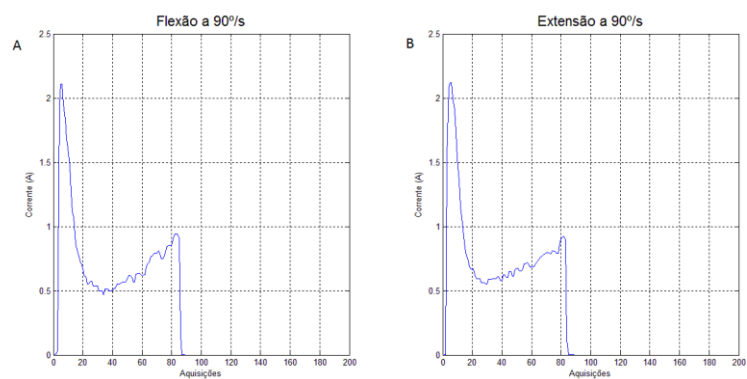


Figura 6.40 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 1 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

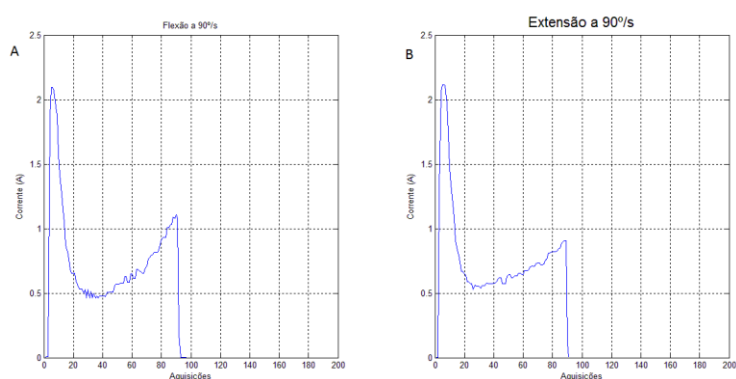


Figura 6.41 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 1 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

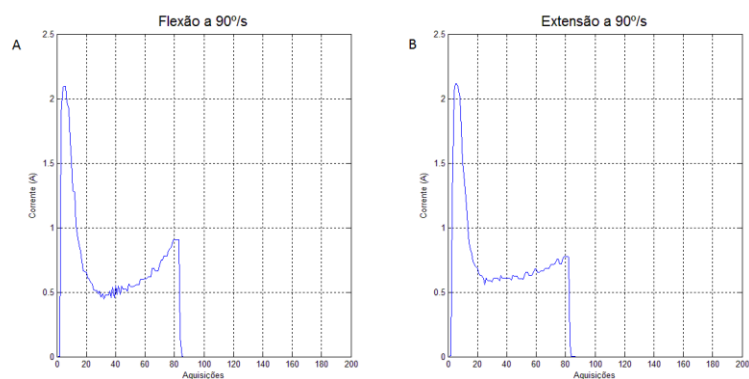


Figura 6.42 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 1 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

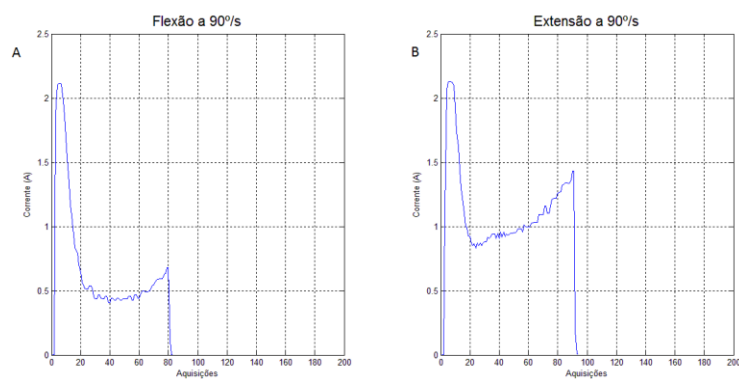


Figura 6.43 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 2 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

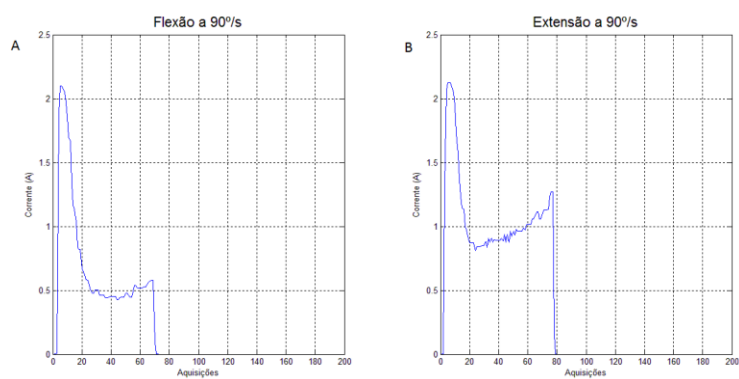


Figura 6.44 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 2 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

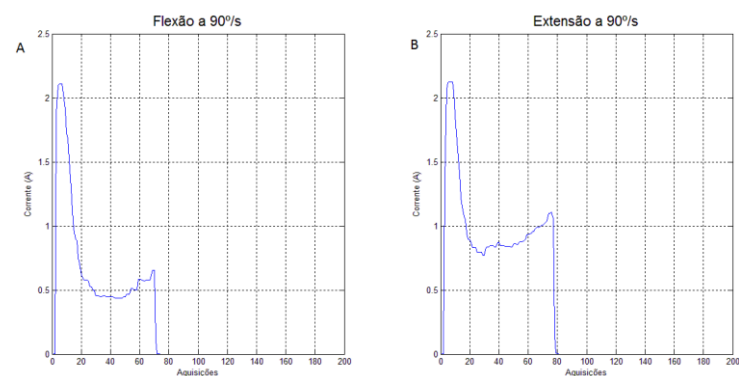


Figura 6.45 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 2 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

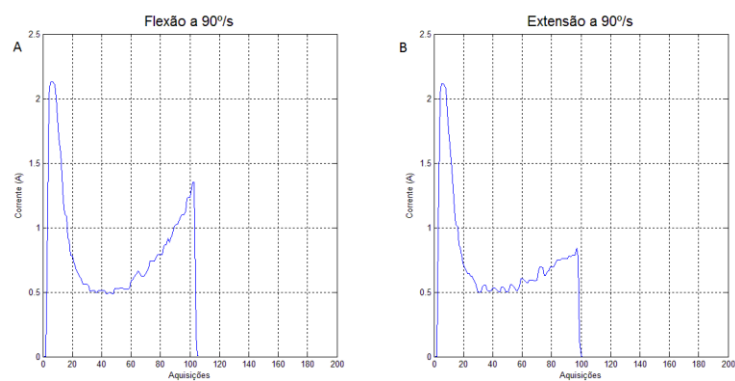


Figura 6.46 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 3 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

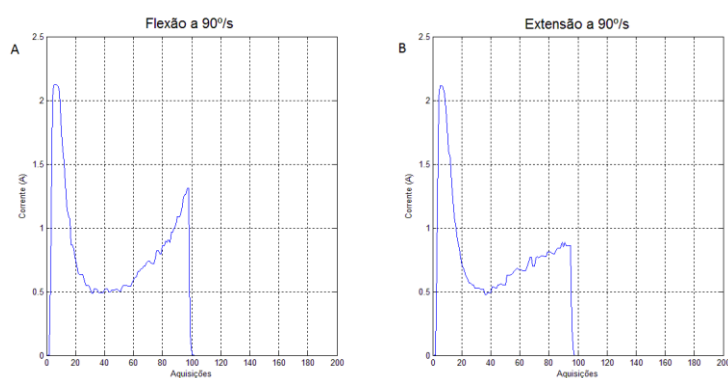


Figura 6.47 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 3 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

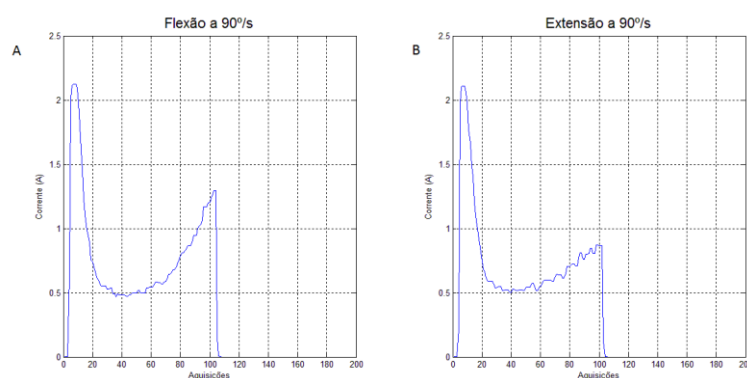


Figura 6.48 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 3 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

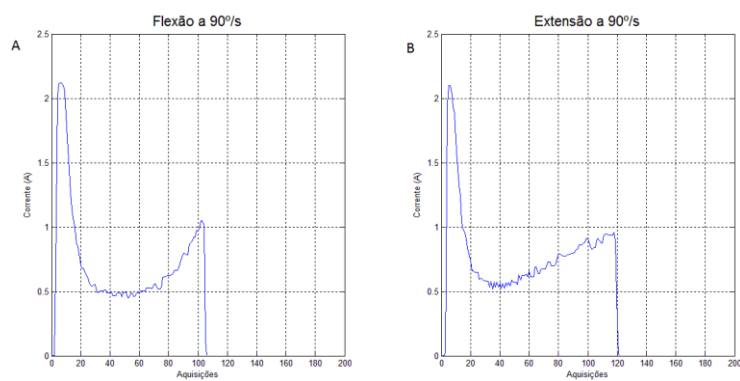


Figura 6.49 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 4 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

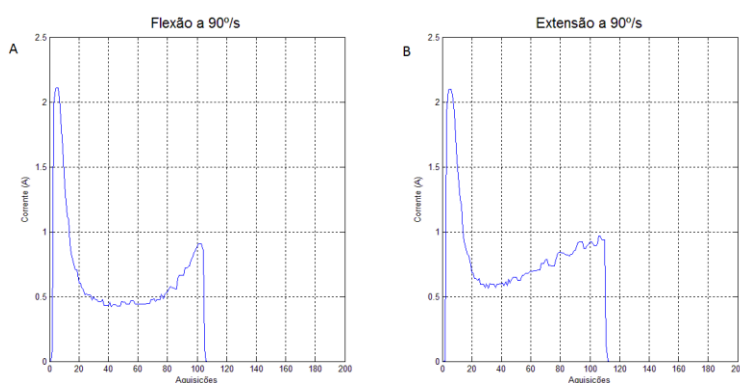


Figura 6.50 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 4 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

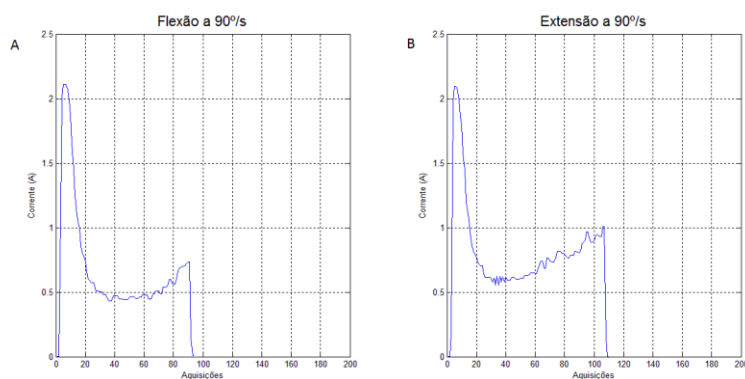


Figura 6.51 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 4 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

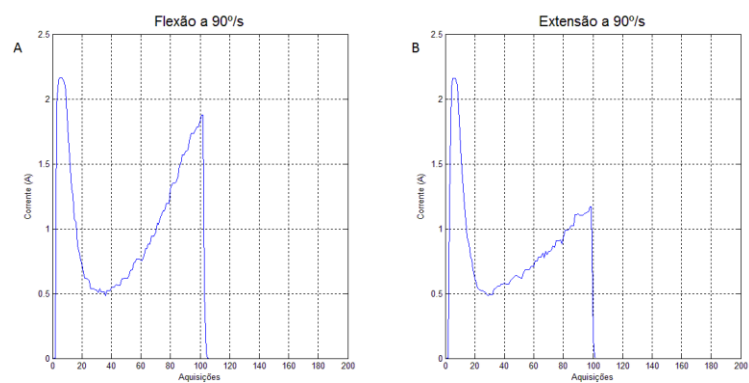


Figura 6.52 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 5 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

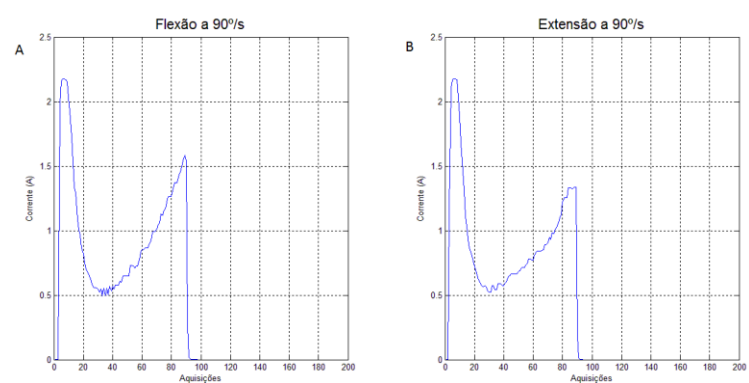


Figura 6.53 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 5 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

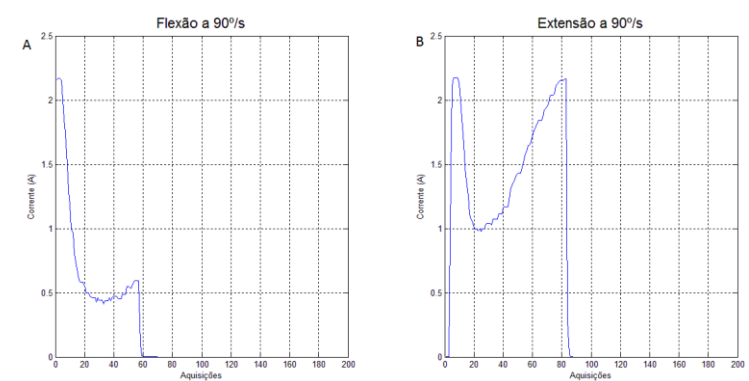


Figura 6.54 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 6 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

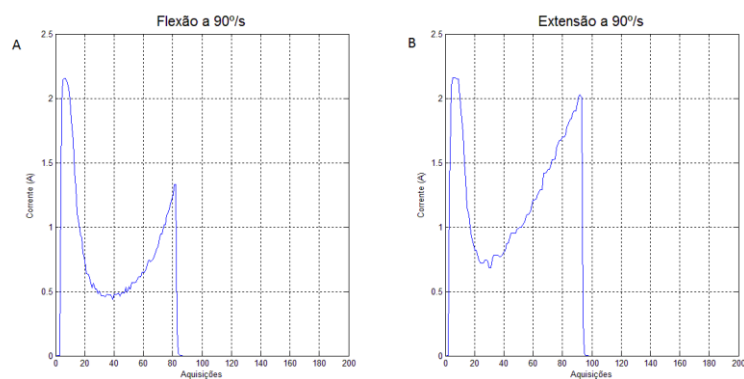


Figura 6.55 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 6 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

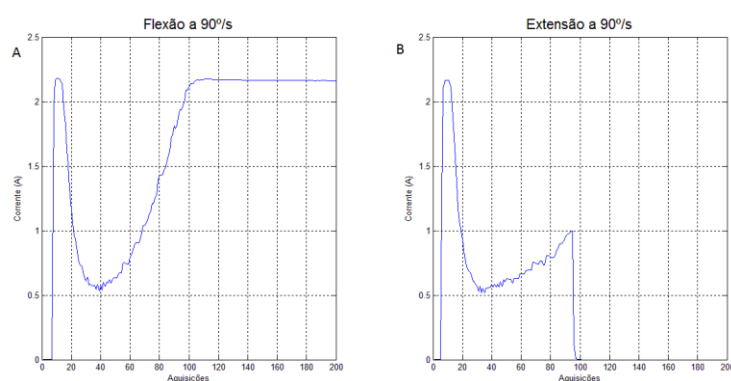


Figura 6.56 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 7 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

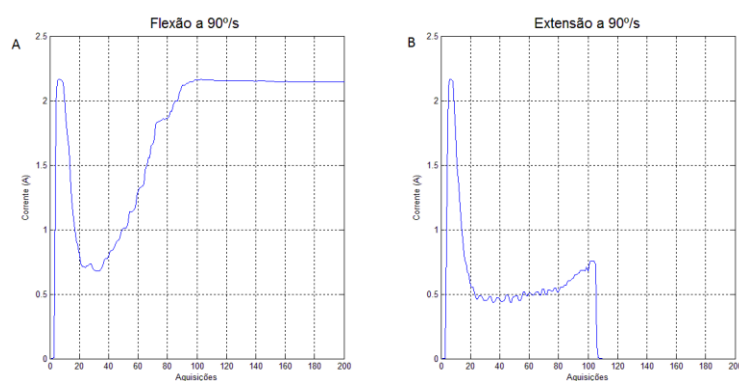


Figura 6.57 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 7 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

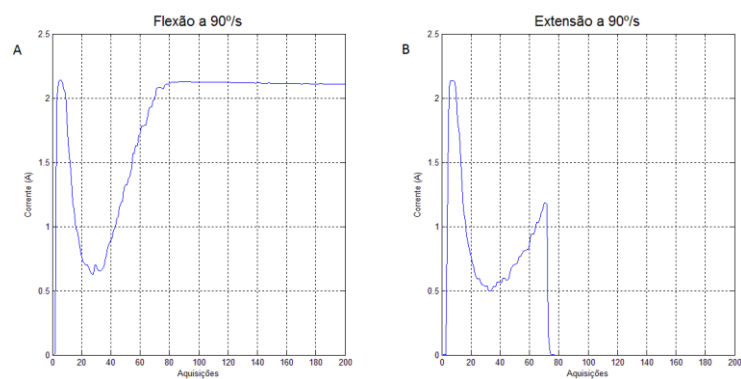


Figura 6.58 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 7 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

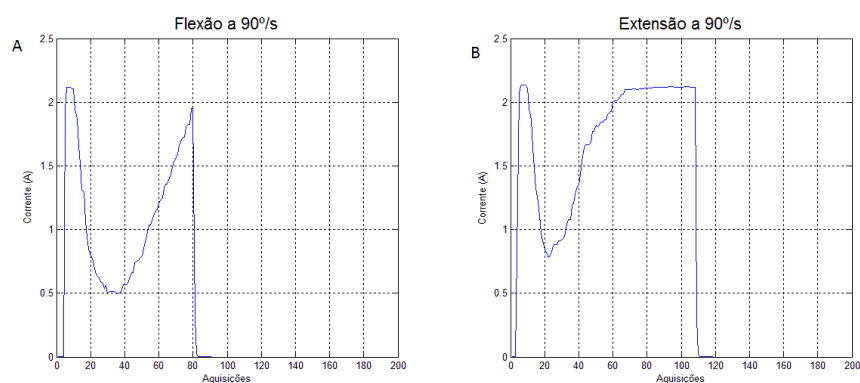


Figura 6.59 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 8 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

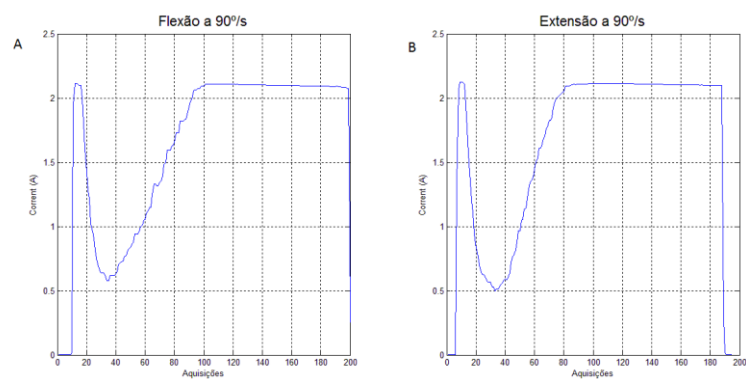


Figura 6.60 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 8 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

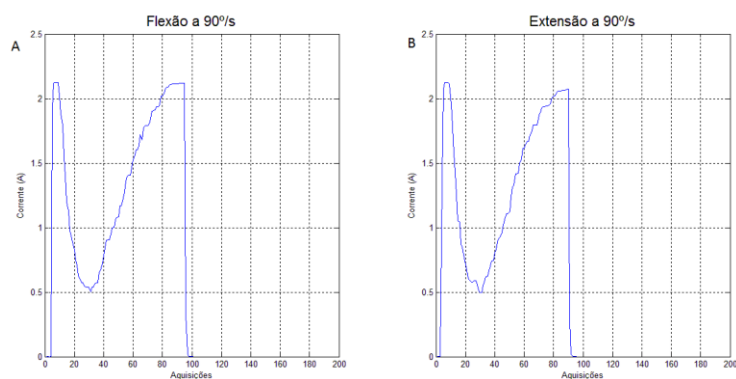


Figura 6.61 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 8 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

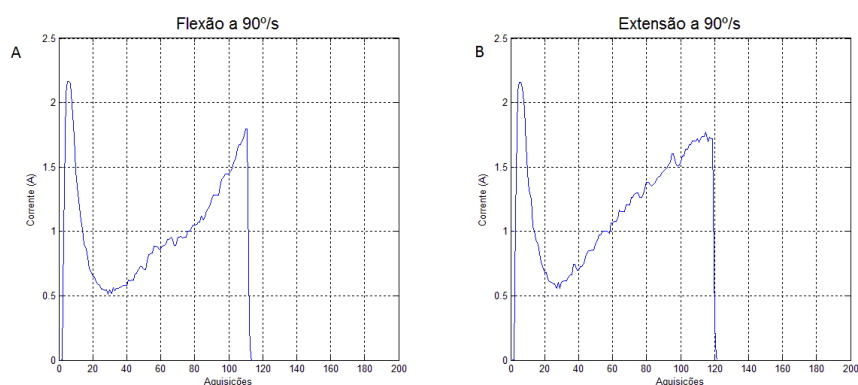


Figura 6.62 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 9 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

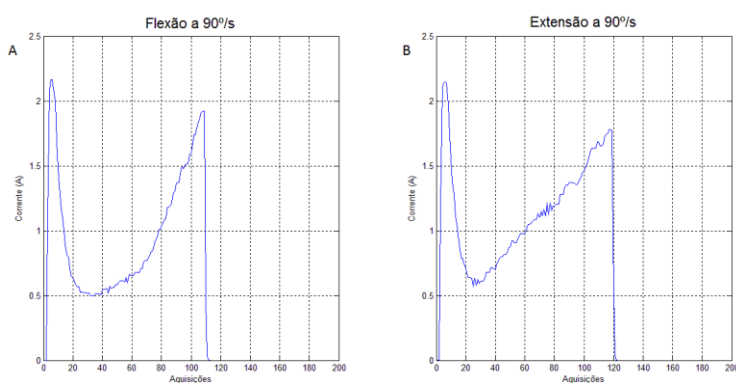


Figura 6.63 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 9 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

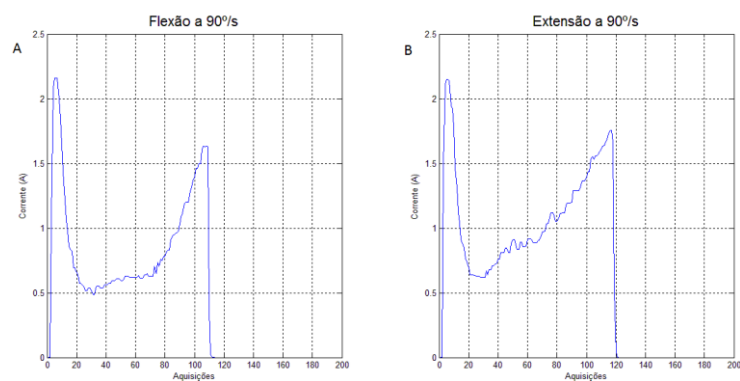


Figura 6.64 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 9 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

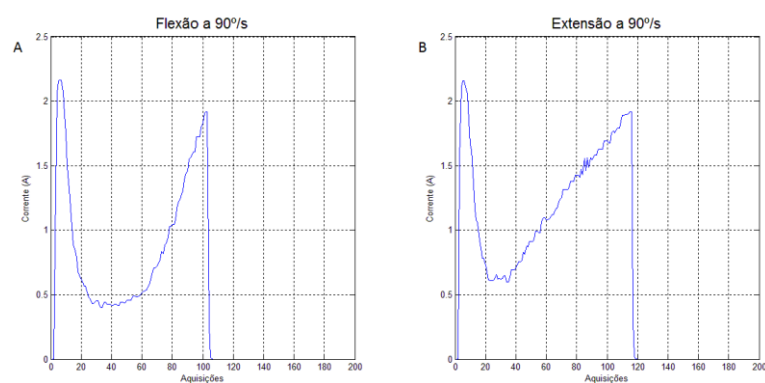


Figura 6.65 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 10 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

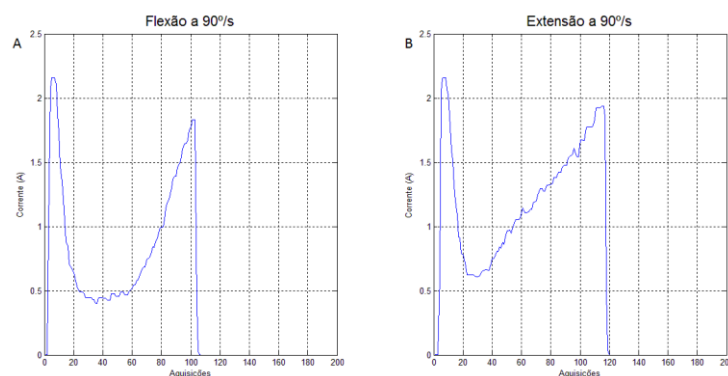


Figura 6.66 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 10 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

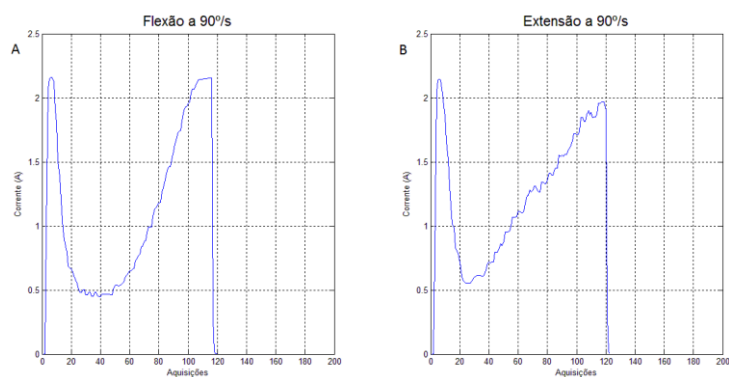


Figura 6.67 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 11 (1). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

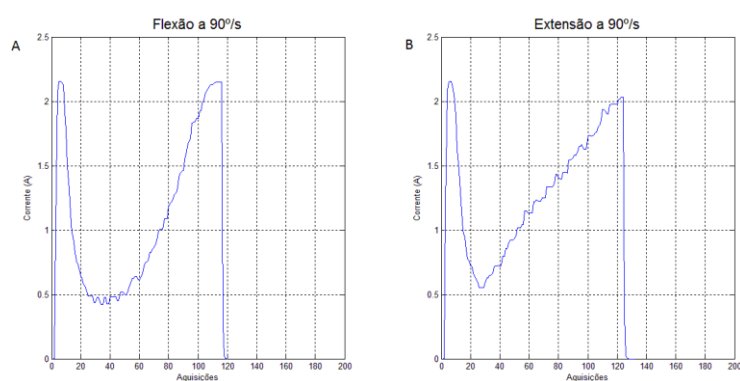


Figura 6.68 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 11 (2). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

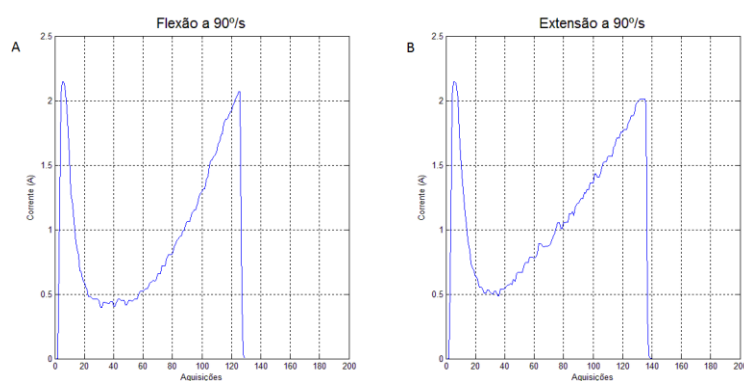


Figura 6.69 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 11 (3). A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

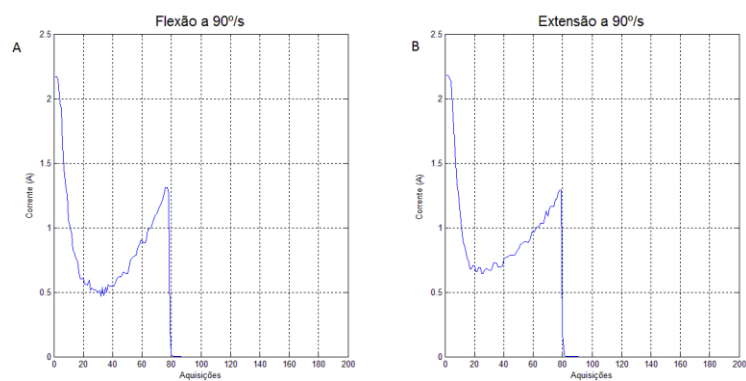


Figura 6.70 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 12 (1).
A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

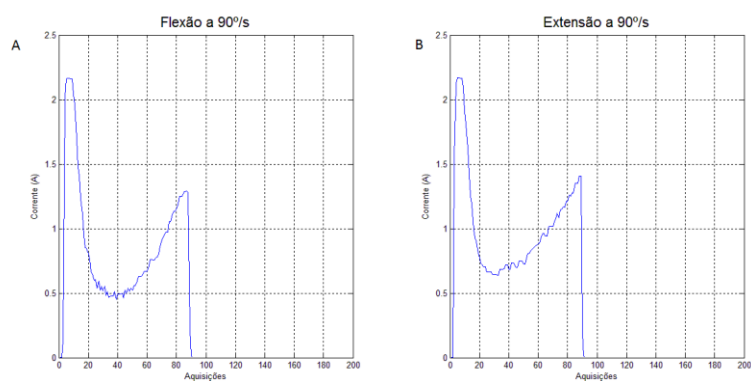


Figura 6.71 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 12 (2).
A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

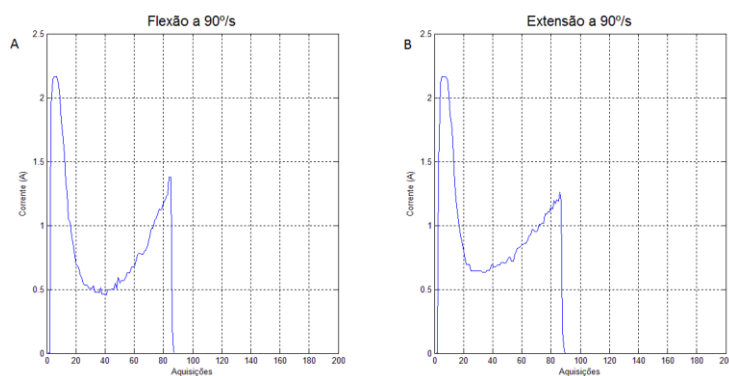


Figura 6.72 – Representação do sinal do consumo de corrente (A) do indivíduo com espasticidade 12 (3).
A – Na flexão a 90°/s. B – Na extensão a 90°/s. O número de aquisições pode ser convertido para tempo (s) dividindo por 100.

Apêndice D – Regressões Polinomiais de 2º Grau na Extensão a 90º/s

Tabela 6.1 – Parâmetros das regressões polinomiais de 2º grau obtidos e respectivo R^2 . A equação de cada polinómio tem a forma de $y = ax^2 + bx + c$.

Indivíduo	R^2	a	b	c
A	0,965455	0,466495	-0,114965	0,581862
B	0,895856	0,429769	-0,459490	0,572458
C	0,985426	0,380653	0,373997	0,684393
1	0,954658	0,278667	0,051418	0,569269
	0,977459	0,359340	-0,016077	0,557755
	0,935235	0,232999	-0,053449	0,599404
2	0,977681	0,635476	-0,122664	0,901826
	0,946696	0,389744	-0,031079	0,859861
	0,945058	0,347978	-0,072577	0,817102
3	0,901124	0,562937	-0,286531	0,571077
	0,923253	0,220464	0,191866	0,499505
	0,962028	0,605043	-0,247668	0,553672
4	0,930528	0,322435	0,116184	0,548175
	0,952986	0,174589	0,239446	0,561671
5	0,929793	0,426484	-0,031020	0,600446
	0,990311	0,417694	0,298727	0,483139
6	0,985355	0,943706	-0,124690	0,565835
	0,986289	0,192888	1,184194	0,892230
7	0,995165	0,843955	0,558871	0,668882
	0,975816	0,471382	-0,035793	0,559846
	0,950473	0,489448	-0,222888	0,484546

8	0,988182	0,948280	-0,282748	0,558823
	0,973113	-2,649634	3,863263	0,779720
	0,914882	-4,116416	5,542929	0,404001
9	0,977230	-0,901937	2,806959	0,274351
	0,991437	0,215278	0,992692	0,568573
	0,982800	0,822305	0,273709	0,653267
10	0,991787	0,100489	1,279575	0,552702
	0,992110	-0,023732	1,475811	0,495824
11	0,868482	-0,347945	1,656895	0,506174
	0,992255	-0,130452	1,672258	0,463157
	0,994749	-0,223213	1,769835	0,499806
12	0,995978	0,902205	0,727555	0,452625
	0,991620	0,646864	-0,018223	0,666728
	0,992319	0,839150	-0,076907	0,661038

Apêndice E – Segmentação e Cálculo Integral dos Dados em 8 Partes

Tabela 6.2 – Integral do quadrado da subtração do módulo dos dados com respectiva regressão polinomial de 2º grau.

	Integral 1	Integral 2	Integral 3	Integral 4	Integral 5	Integral 6	Integral 7	Integral 8	Integral total
A	1,822401 E-05	1,005473 E-05	2,908432 E-05	7,759489 E-05	7,784208 E-05	5,707072 E-05	6,373694 E-05	6,139252 E-05	4,161138 E-04
B	4,554455 E-06	1,837025 E-05	1,074457 E-05	2,171761 E-05	1,041081 E-05	1,027561 E-05	1,658209 E-05	1,417442 E-05	1,240556 E-04
C	9,588424 E-05	2,434728 E-05	2,209306 E-04	1,747856 E-05	8,629870 E-05	1,705706 E-05	1,481275 E-04	4,142394 E-05	7,051430 E-04
1	3,962763 E-05	1,160120 E-05	3,610074 E-05	4,254055 E-05	7,453383 E-05	1,821316 E-05	1,256814 E-04	6,151364 E-05	4,583776 E-04
	2,782700 E-05	3,898066 E-06	4,848050 E-05	4,536311 E-05	9,234737 E-06	5,042731 E-06	6,382049 E-05	2,075779 E-05	2,476655 E-04
	3,505600 E-05	2,539134 E-05	7,218875 E-06	2,491320 E-05	2,262495 E-05	2,012841 E-05	6,376752 E-06	4,932216 E-05	2,133449 E-04
2	9,310536 E-05	1,035556 E-04	4,292767 E-05	1,286681 E-05	2,973998 E-05	5,516888 E-05	8,831004 E-05	7,556256 E-05	5,620495 E-04
	2,712066 E-05	7,712886 E-05	3,784592 E-05	9,198888 E-05	2,575137 E-05	2,237775 E-05	1,343148 E-04	1,521278 E-04	6,471978 E-04
	9,769510 E-05	6,175576 E-05	6,489293 E-05	2,358071 E-05	4,203315 E-05	3,852738 E-06	5,596900 E-06	5,391261 E-05	4,107810 E-04
3	2,390500 E-04	4,118044 E-05	5,867512 E-05	7,568247 E-05	2,478465 E-05	2,025306 E-04	6,583421 E-05	8,879403 E-05	8,536276 E-04
	2,213182 E-04	3,038591 E-04	1,471844 E-04	5,394745 E-05	1,304538 E-04	9,200085 E-05	3,132512 E-05	8,746999 E-05	1,132478 E-03
	5,083176 E-05	2,338097 E-05	2,150720 E-05	6,803972 E-05	2,799040 E-05	6,978868 E-05	1,270196 E-04	6,561722 E-05	4,977628 E-04
4	2,527564 E-04	1,799823 E-04	9,478932 E-05	7,341819 E-05	1,202745 E-04	6,979644 E-05	2,061206 E-04	1,082121 E-04	1,167740 E-03
	1,073771 E-04	6,918752 E-05	5,567559 E-05	1,453414 E-05	9,925827 E-05	8,223252 E-05	1,340757 E-04	8,526123 E-05	6,909010 E-04
	1,328640 E-04	6,621974 E-05	7,930415 E-05	1,137120 E-04	2,330144 E-04	6,382584 E-05	1,973700 E-04	5,096794 E-05	1,017643 E-03
5	7,146825 E-05	1,290946 E-05	4,481481 E-05	1,752394 E-05	2,543314 E-05	6,287992 E-05	1,242535 E-04	4,915231 E-05	4,199729 E-04
	6,178137 E-05	3,135904 E-05	8,771296 E-05	2,356594 E-05	3,004118 E-05	1,448099 E-04	1,521180 E-04	2,629055 E-04	9,155075 E-04
6	3,364185 E-04	1,644360 E-04	5,387238 E-04	8,236068 E-05	8,338117 E-05	2,585797 E-04	1,165364 E-04	3,213930 E-04	2,047830 E-03
	1,528618 E-04	1,265730 E-04	3,520867 E-05	7,237895 E-05	1,346294 E-04	1,184652 E-04	2,409931 E-05	6,584388 E-05	7,854495 E-04
7	9,450744 E-05	1,144379 E-05	4,202435 E-05	1,198538 E-05	5,497773 E-05	7,548394 E-05	6,286179 E-05	1,394902 E-05	4,199675 E-04
	2,216487 E-05	3,083858 E-05	5,290156 E-05	6,190415 E-05	3,563409 E-05	8,205030 E-05	1,294310 E-05	5,481717 E-05	3,880418 E-04
	6,520679 E-05	1,041326 E-04	1,378816 E-05	7,947219 E-05	4,535164 E-05	5,088360 E-05	3,205245 E-05	4,154644 E-05	4,838947 E-04
8	7,354750 E-04	7,727140 E-04	7,430071 E-04	1,382988 E-04	6,966318 E-05	4,651296 E-04	3,805184 E-04	5,360703 E-04	4,177015 E-03
	4,226896 E-03	1,474586 E-03	8,027796 E-03	1,124196 E-03	1,316216 E-03	2,892090 E-03	1,008364 E-03	2,633813 E-03	2,369530 E-02
	2,175764 E-03	8,457575 E-04	8,759098 E-04	3,434148 E-04	5,786719 E-04	5,640549 E-04	1,099100 E-04	4,598436 E-04	6,438702 E-03

9	2,106634 E-04	1,917137 E-04	7,940464 E-05	4,324125 E-05	1,052435 E-04	5,936907 E-05	1,448029 E-04	1,341433 E-04	1,081761 E-03
	8,277324 E-05	3,333465 E-05	9,661213 E-05	1,144571 E-04	2,061993 E-04	1,649315 E-04	2,051997 E-04	6,467137 E-05	1,055353 E-03
	2,188438 E-04	2,992617 E-04	4,447862 E-04	1,994002 E-04	1,742653 E-04	1,570384 E-04	1,447774 E-04	9,804044 E-05	1,806151 E-03
10	4,153075 E-04	2,649717 E-04	9,008496 E-05	5,771003 E-05	1,220120 E-04	1,526857 E-04	7,597599 E-05	3,770163 E-05	1,341040 E-03
	1,124302 E-04	8,598343 E-05	2,269318 E-04	5,220911 E-05	5,077334 E-05	7,731306 E-05	2,235229 E-04	2,416443 E-04	1,263993 E-03
11	1,523340 E-04	1,914359 E-04	1,069238 E-04	2,552961 E-04	1,305360 E-04	1,006168 E-04	2,627465 E-04	1,373773 E-04	1,469631 E-03
	6,840359 E-05	1,239606 E-04	2,053038 E-04	7,594960 E-05	1,662831 E-04	1,159185 E-04	1,795720 E-04	2,164132 E-05	1,022895 E-03
	1,926877 E-04	1,234371 E-04	1,066491 E-04	1,002306 E-04	3,765630 E-05	5,746558 E-05	5,678903 E-05	1,256140 E-04	8,282070 E-04
12	5,294520 E-05	3,270384 E-05	5,427133 E-05	1,460147 E-05	3,144974 E-05	1,938494 E-05	4,257222 E-05	1,572150 E-05	2,954749 E-04
	2,902798 E-05	5,018273 E-05	5,942436 E-05	8,034451 E-05	2,644964 E-05	3,887829 E-05	3,670995 E-05	4,277688 E-05	3,999671 E-04
	7,439165 E-06	2,529335 E-05	5,918114 E-06	7,850631 E-05	1,071658 E-05	6,147151 E-05	3,652104 E-05	7,353755 E-05	3,237283 E-04

Tabela 6.3 – Quocientes entre os integrais para verificação de um padrão de quantificação da espasticidade.

Indivíduo	Int.1/Int.2	Int. 2/Int.3	Int. 3/Int.4	Int. 4/Int.5	Int. 5/Int.6	Int.6/Int.7	Int. 7/Int. 8
A	1,81	0,35	0,37	1,00	1,36	0,90	1,04
B	0,25	1,71	0,49	2,09	1,01	0,62	1,17
C	3,94	0,11	12,64	0,20	5,06	0,12	3,58
Indivíduo 1	3,42	0,32	0,85	0,57	4,09	0,14	2,04
	7,14	0,08	1,07	4,91	1,83	0,08	3,07
	1,38	3,52	0,29	1,10	1,12	3,16	0,13
Indivíduo 2	0,90	2,41	3,34	0,43	0,54	0,62	1,17
	0,35	2,04	0,41	3,57	1,15	0,17	0,88
	1,58	0,95	2,75	0,56	10,91	0,69	0,10
Indivíduo 3	5,80	0,70	0,78	3,05	0,12	3,08	0,74
	0,73	2,06	2,73	0,41	1,42	2,94	0,36
	2,17	1,09	0,32	2,43	0,40	0,55	1,94

Indivíduo 4	1,40	1,90	1,29	0,61	1,72	0,34	1,90
	1,55	1,24	3,83	0,15	1,21	0,61	1,57
Indivíduo 5	2,01	0,84	0,70	0,49	3,65	0,32	3,87
	5,54	0,29	2,56	0,69	0,40	0,51	2,53
Indivíduo 6	1,97	0,36	3,72	0,78	0,21	0,95	0,58
	2,05	0,31	6,54	0,99	0,32	2,22	0,36
Indivíduo 7	1,21	3,59	0,49	0,54	1,14	4,92	0,37
	8,26	0,27	3,51	0,22	0,73	1,20	4,51
	0,72	0,58	0,85	1,74	0,43	6,34	0,24
Indivíduo 8	0,63	7,55	0,17	1,75	0,89	1,59	0,77
	0,95	1,04	5,37	1,99	0,15	1,22	0,71
	2,87	0,18	7,14	0,85	0,46	2,87	0,38
Indivíduo 9	2,57	0,97	2,55	0,59	1,03	5,13	0,24
	1,10	2,41	1,84	0,41	1,77	0,41	1,08
	2,48	0,35	0,84	0,56	1,25	0,80	3,17
Indivíduo 10	0,73	0,67	2,23	1,14	1,11	1,08	1,48
	0,73	0,67	2,23	1,14	1,11	1,08	1,48
Indivíduo 11	1,31	0,38	4,35	1,03	0,66	0,35	0,93
	0,80	1,79	0,42	1,96	1,30	0,38	1,91
	0,55	0,60	2,70	0,46	1,43	0,65	8,30
Indivíduo 12	1,56	1,16	1,06	2,66	0,66	1,01	0,45
	1,62	0,60	3,72	0,46	1,62	0,46	2,71
	0,58	0,84	0,74	3,04	0,68	1,06	0,86